(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116940856 A
(43)申请公布日 2023.10.24

(21)申请号 202280014568.1

(22)申请日 2022.02.08

(30)优先权数据
21156561.9 2021.02.11 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.08.11

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2022/052981 2022.02.08

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/171608 EN 2022.08.18

(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 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 刘兆君

(51)Int.Cl.
G01R 33/48(2006.01)

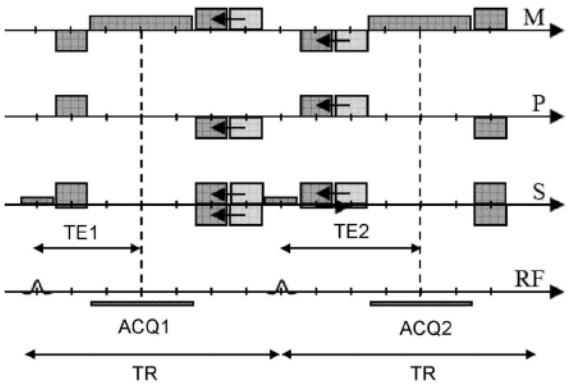
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

狄克逊型水/脂肪分离MR成像

(57)摘要

本发明涉及一种用于狄克逊型MR成像的方法。对象(10)经受包括一系列时间上等距的RF脉冲的双采集或多采集成像序列。在相继RF脉冲之间的每个时间间隔(TR)中存在读出磁场梯度的情况下生成回波信号，其中，回波时间在至少与第一采集(ACQ1)相关联的第一值(TE1)和与第二采集(ACQ2)相关联的第二值(TE2)之间变化。本发明提出，在每个时间间隔(TR)中的读出磁场梯度之前和/或之后的磁场梯度中的至少一个在时间间隔(TR)之间在时间上偏移、在持续时间上变化和/或在幅值上变化。以此方式，实现了由多采集迪克森序列生成的声学噪声的减少，并且因此实现了对接受相应检查的患者的不适的减少。记录回波信号并基于至少两次采集(ACQ1、ACQ2)记录的回波信号通过分离来自水和脂肪的信号贡献来重建MR图像。此外，本发明涉及MR设备(1)并且涉及要在MR设备上运行的计算机程序。



CN 116940856 A

1.一种对放置在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)经受包括一系列时间上等距的RF脉冲的双采集或多采集成像序列,其中,在相继RF脉冲之间的每个时间间隔(TR)中存在读出磁场梯度的情况下生成回波信号,其中,回波时间至少在与第一采集(ACQ1)相关联的第一值(TE1)和与第二采集(ACQ2)相关联的第二值(TE2)之间变化,并且其中,基于(i)在每个时间间隔(TR)中的读出梯度之前和/或之后的磁场梯度的布置与(ii)在每个时间间隔(TR)中的所述读出磁场梯度之前和/或之后的所述磁场梯度中的至少一个处由所述磁场梯度的切换引起的声学噪声水平之间建立的关系,在时间间隔(TR)之间在时间上偏移、在持续时间上变化和/或在幅值上变化,以便降低所述声学噪声水平,

记录所述回波信号,并且

基于至少两次采集(ACQ1、ACQ2)的所记录的回波信号来布置重建具有来自水和脂肪的信号的分离的贡献的MR图像。

2.根据权利要求1所述的方法,其中,在每个时间间隔(TR)中的所述读出磁场梯度之前和/或之后的所述磁场梯度以以下方式在时间间隔(TR)之间在时间上偏移、在持续时间上变化和/或在幅值上变化:使得由所述磁场梯度的所述切换引起的声学噪声被最小化。

3.根据权利要求2所述的方法,其中,所述最小化基于对声谱的建模,包括MR设备特定的声学传递函数,所述声学传递函数将所述成像序列的切换的磁场梯度的时间进程的频率分量与声学频率分量相关。

4.根据权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,以以下方式选择分别与所述第一采集和与所述第二采集(ACQ1、ACQ2)相关联的回波信号序列:使得由所述磁场梯度的所述切换引起的声学噪声被最小化。

5.根据权利要求1-4中的任一项所述的方法,其中,对所述MR图像的所述重建包括估计和校正所记录的回波信号中的涡流引起的相位误差。

6.根据权利要求1-5中的任一项所述的方法,其中,所述成像序列是快速自旋回波序列,所述快速自旋回波序列包括RF激励脉冲跟随以若干RF重新聚焦脉冲,其中,所述回波信号中的每个回波信号在相继的RF重新聚焦脉冲之间的时间间隔内被生成。

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;若干梯度线圈(4、5、6),其用于在所述检查体积内在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/或用于接收来自定位于所述检查体积内的对象(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;以及对重建单元(17)的访问,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1-6中的任一项所述的方法的步骤。

8.一种要在MR设备上运行的计算机程序,所述计算机程序包括执行根据权利要求1-6中的任一项所述的方法所需的指令。

狄克逊型水/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。其涉及一种对放置在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MR设备并且涉及要在MR设备上运行的计算机程序。

背景技术

[0002] 当今广泛地使用形成图像的MR方法,其利用磁场与核自旋之间的相互作用以形成二维或三维图像,特别是在医学诊断的领域使用,因为对于对软组织的成像它们相对于其他方法在许多方面是有优势的,不需要电离辐射并且通常是非侵入性的。

[0003] 根据一般的MR方法,要被检查的患者的身体被布置于强的均匀的磁场B0中,所述磁场的方向同时定义测量所基于的坐标系的轴(通常是z轴)。磁场B0产生取决于磁场强度的针对个体核自旋不同的能级,所述能级可以通过施加射频范围内的限定频率(拉莫尔频率,或MR频率)的电磁场(RF场)而被激发(自旋共振)。从宏观的视角,个体核自旋的分布产生总体磁化,其可以通过施加垂直于z轴的合适的频率的电磁脉冲(RF脉冲)而被偏离出平衡态,使得自旋执行关于z轴的进动。进动描绘锥形的表面,其孔径角被称为翻转角。翻转角的幅值依赖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,自旋被从z轴偏转到横向平面(90°翻转角)。

[0004] 在RF脉冲结束后,磁化弛豫回初始的平衡态,其中,z方向的磁化以第一时间常数T1(自旋晶格弛豫或纵向弛豫时间)再次建立,并且在垂直于z方向的磁化以第二时间常数T2(自旋-自旋或横向弛豫时间)弛豫。磁化的变化可以借助于接收RF线圈检测到,其以如下的方式在MR设备的检查体积内被布置和取向:使得磁化的变化在垂直于z轴的方向上被测量。横向磁化的衰减伴随有,例如,在施加90°脉冲之后,核自旋(由磁场不均匀性引起的)从具有相同相位的有序状态到相位角均匀分布的状态(失相)的转变。所述失相可以借助于重新聚焦脉冲(例如,180°脉冲)来补偿。这在接收线圈中产生回波信号。

[0005] 为实现身体中的空间分辨,沿着主轴延伸的恒定磁场梯度被叠加到均匀磁场上,导致拉莫尔频率的线性空间依赖性。在所述接收天线中拾取的信号则包括不同频率的分量,所述分量可以与所述身体/对象中的不同位置相关联。经由所述接收线圈获得的信号数据对应于空间频率域,并且被称作k空间数据。k空间数据通常包括来自k空间中的多条线的数据,通过不同的相位编码被采集。每条k空间线都通过收集若干样本而被数字化。例如,通过傅立叶变换将来自k空间中的多条线的一组样本转换为MR图像。

[0006] 在MR成像中,通常希望获得关于水和脂肪对总信号的相对贡献的信息,以抑制其中一个的贡献或者单独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(相对于激励或自旋回波重新聚焦)采集的两个或多个相应回波的信息,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,这些类型的实验通常被称为狄克逊型测量。借助于狄克逊MR成像或狄克逊水/脂肪MR成像,通过计算在不同回波时间获得的来自两个或更多个相应回波的水和脂肪的贡献来实现水/脂肪分离。通常,这种分

离是可能的,因为在水和脂肪中存在氢的已知的进动频率差。在其最简单的形式中,通过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。

[0007] 近年来已经提出了几种狄克逊型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获得的回波(点)的特定数量以及它们对使用的回波时间施加的约束。传统的所谓的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的水信号与脂肪信号之间的角度或相位限制到特定值。通过这种方式,它们在成像序列设计中提供了更大的自由度,并且尤其能够在来自采集的信噪比(SNR)增益和分离中的SNR损失之间进行权衡。期望仅采样两个而不是三个回波以减少扫描时间。然而,对回波时间的约束实际上可能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)提出了一种弹性双回波狄克逊型MR成像方法,所述方法能够消除这样的约束。使用这种具有弹性回波时间的狄克逊型MR成像方法,不再需要采集同相和反相图像,而是任选地从水和脂肪图像合成。

[0008] 狄克逊型MR成像方法通常与梯度回波成像结合应用。虽然它们通常使用双回波序列来实现,但双采集序列尤其在高分辨率成像中受到青睐(参见Eggers等人,Journal of Magnetic Resonance Imaging,40,251-268,2014)。

[0009] 在图2中,描绘了传统双采集梯度回波成像的示意性脉冲序列图。该图显示了频率编码(读出)方向M、相位编码方向P和切片选择方向S上的切换磁场梯度。此外,该图示出了以持续时间TR的固定时间间隔施加的RF脉冲,由ACQ1和ACQ2指定的其期间收集梯度回波信号的采集窗口。该图涵盖了前两个回波信号的采集。在随后的重复中,P和S方向上的相位编码磁场梯度被缩放以对k空间的预定义区域进行采样。如图2中所示,双采集狄克逊梯度回波成像序列通过在固定TR内移动读出磁场梯度,同时保持相位编码磁场梯度不变,在两个RF脉冲后在两个不同回波时间TE1和TE2生成两个回波。由于读出磁场梯度的移动,获得了水和脂肪对整体信号的贡献的不同相位偏移,在此基础上进行狄克逊型水/脂肪分离。如在图2中进一步可见,方向M上的读出磁场梯度的失相波瓣(dephasing lobe)以及方向P和S上的相位编码磁场梯度的失相波瓣随着第二个描绘的时间间隔(第二次采集)中的读出磁场梯度的重定相波瓣(re-phasing lobe)而移动。然而,选择这种传统方法是为了使两次采集中涡流的不利影响尽可能相似,限制了为了实现减少由磁场梯度切换引起的声学噪声的成像序列设计中剩余的自由度。

发明内容

[0010] 本发明的目的是提供一种与双采集或多采集成像技术相结合能够进一步改进狄克逊水/脂肪分离的方法。

[0011] 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成像方法。所述方法包括以下步骤:

[0012] 使所述对象经受包括一系列时间上等距的RF脉冲的双采集或多采集成像序列,其中,在相继RF脉冲之间的每个时间间隔中存在读出磁场梯度的情况下生成回波信号,其中,回波时间至少在与第一采集相关联的第一值和与第二采集相关联的第二值之间变化,其中,基于(i)在每个时间间隔(TR)中的读出磁场梯度之前和/或之后的所述磁场梯度的布置

与(ii)在每个时间间隔(TR)中的读出磁场梯度之前和/或之后的磁场梯度中的至少一个处由磁场梯度的切换引起的声学噪声水平之间建立的关系,在时间间隔(TR)之间在时间上偏移、在持续时间上变化和/或在幅值上变化,以便降低噪声水平,

[0013] 记录所述回波信号,并且

[0014] 布置基于至少两次采集的记录的回波信号来采集重建具有来自水和脂肪的信号的分离的贡献的MR图像。

[0015] 根据本发明,使用双采集或多采集成像序列来在单独的采集中采集两组或多组回波信号。通常,两次或多次采集使用单独的RF激励。然而,在单个RF激励脉冲之后采集两次或更多次采集的回波信号也是可行的,例如在相继的RF重新聚焦脉冲之后以交替的方式。在后一种情况下,本发明含义内的时间间隔是相继的RF重新聚焦脉冲之间的间隔。

[0016] 选择读出磁场梯度的时间和强度来移动两个回波信号的采集窗口,使得获得水和脂肪对整体信号的贡献的适当的相位偏移,在此基础上在重建步骤中进行对这些贡献的狄克逊型分离。

[0017] 本发明的基本特征是利用狄克逊多采集序列中的特定磁场梯度波瓣的移动和/或拉伸对声学噪声的影响。在此基础上,可以最大限度地减少由多采集狄克逊序列生成的声学噪声,从而最大限度地减少患者接受相应检查时的不适。为此,本发明提出,在每个时间间隔中的读出磁场梯度之前和/或之后的一些磁场梯度在时间间隔之间(例如从一个时间间隔到下一个)以有目的的方式在时间上偏移、在持续时间上变化和/或在幅值上变化,以便与传统方法相比减少由磁场梯度切换引起的噪声。本发明的见解在于,在读出磁场梯度之前和/或之后的磁场梯度的布置方式与由磁场梯度的切换引起的声学噪声水平之间存在明确的关系。该关系可以通过基于测量或计算以及对表示梯度切换的声学行为的声学模型的校准来建立。因此,这种建立的关系是通过(重新)布置读出磁场梯度之前和/或之后的磁场梯度来控制声学噪声水平的基础。具体地,可以通过根据每重复时间间隔(TR)的磁场梯度的布置来减小或甚至最小化声学噪声水平来执行(重新)布置。

[0018] 替代地,对应于预设(最小)声学噪声水平的读出磁场梯度之前和/或之后的磁场梯度的布置可以由被提供有有限组成像的参数(例如,针对多采集成像序列的重复时间和回波时间作为输入)的经训练的神经网络返回。神经网络可以在磁场梯度和对应的声学噪声水平的多种布置上进行训练,所述磁场梯度和相应的声学噪声水平是基于声学噪声测量或声学行为的基于模型的模拟而确定的。

[0019] 所述磁共振成像系统被配置为布置从回波信号来重建磁共振图像的组,因为重建软件被安装在磁共振检查系统的计算系统中或者因为计算系统能够访问远程重建设施。重建软件可以被安装在远程服务器上,例如在甚至可访问数据网络的医学保健机构中,因为重建软件可以在“云”中可用。在这些远程配置中,计算系统被配备有以下功能:安排在位于远程的重建功能处重建该组磁共振图像。此外,磁共振图像的重建可以通过机器学习来完成,例如通过可以并入计算系统或者可以从远程位置访问的经训练的神经网络来完成。

[0020] 在优选的实施例中,采用系统的方法来基于对声谱的建模来降低声学噪声,涉及MR设备特定的声学传递函数,所述声学传递函数将切换的磁场梯度的时间进程的频率分量与声频分量相关。以这种方式,例如,可以避免用于成像的特定MR设备的声共振,并且因此可以在显著程度上降低噪声水平。

[0021] 在另一优选的实施例中，以使得由磁场梯度的切换引起的声学噪声最小化的方式选择与第一和第二采集相关联的回波信号的序列。这意味着，除了上述特定磁场梯度波瓣的移位和拉伸之外，还优化了收集与两次或更多次采集相关联的回波信号的顺序，以降低患者的噪声水平。选项包括在每个时间间隔后两次采集之间的交替或者在几个时间间隔后两次采集之间的转换，以及在完成多次采集中的一次采集后从一次采集到另一次采集的单次切换。

[0022] 根据本发明的磁场梯度波瓣的移位和拉伸改变了两次或更多次采集中的涡流的影响。然而，本发明的见解是，相应的经改变的相位误差可以被校正，并且不需要预先避免，例如，通过总是将相应的失相波瓣布置为紧邻读出磁场梯度的重定相波瓣之前。用于确定和补偿由狄克逊成像中的磁场梯度切换感应涡流引起的相位误差的技术在本领域中是已知的。例如，这样的相位误差可以在单独的校准测量中进行估计，并且可以在采集或重建中进行补偿。

[0023] 在又一优选的实施例中，根据本发明应用的成像序列是快速自旋回波(TSE)序列，其包括RF激励脉冲以及随后的多个RF重新聚焦脉冲，其中，每个回波信号在相继的射频重新聚焦脉冲之间的时间间隔内生成。这意味着本发明的方法与双采集或多采集TSE序列组合，因为它经常与狄克逊型MR成像组合应用。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采集。

[0024] 目前为止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基本均匀、静态的磁场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/或用于接收来自定位于检查体积内的患者的身体的MR信号；控制单元，其用于控制RF脉冲的时间序列和切换的磁场场梯度；以及重建单元，其用于根据接收到的MR信号来重建MR图像。本发明的方法可以通过对重建单元的对应的编程和/或MR设备的控制单元来实现。

[0025] 本发明的方法可以有利地在临床中当前使用的多数MR设备中实施。为此，仅需要使用控制MR设备的计算机程序，使得其执行本发明的以上解释的方法。所述计算机程序可以存在于数据载体上或者可以存在于数据网络上，使得能够被下载以安装在MR设备的控制单元中。

附图说明

[0026] 随附附图公开了本发明的优选的实施例。然而，要理解，附图仅被设计用于于图示和说明的目的，并且不作为对本公开的限度的限定。在附图中：

[0027] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR设备；

[0028] 图2示出了传统的多采集狄克逊成像序列的示意性(简化的)脉冲序列图；

[0029] 图3示出了根据本发明第一实施例的示意性(简化的)脉冲序列图；

[0030] 图4示出了根据本发明第二实施例的示意性(简化的)脉冲序列图。

具体实施方式

[0031] 参考图1，示出了MR设备1的框图。所述设备包括超导的或常导的主磁体线圈2，使

得沿着通过检查体积的z轴创建基本上均匀的、空间上恒定的主磁场B_0。所述设备还包括一组(第一、第二、以及-在适用时-第三级)匀场线圈2',其中,流动通过组2'的个体匀场线圈的电流出于最小化检查体积中的偏差的目的而是可控的。

[0032] 磁共振生成和操纵系统应用一系列射频脉冲和切换磁场梯度来反转、激发、饱和、重新聚焦以及空间地和以其他方式编码磁共振以执行MR成像。

[0033] 更具体地,梯度放大器3将电流脉冲应用到沿着检查体积的x、y和z轴的全身梯度线圈4、5和6中选定的全身梯度线圈。数字RF频率发射器7经由发送/接收开关8来将RF脉冲或脉冲包发送到身体RF线圈9以将RF脉冲发送到检查体积。典型的MR成像序列包括短持续时间的RF脉冲分段的包,其与任何所应用的磁场梯度一起来实现对核磁共振的选定操纵。特别地,RF脉冲选择位于检查体积中的身体10的部分。MR信号也被身体RF线圈9拾取。

[0034] 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放置为与被选择用于成像的区域邻接。阵列线圈11、12、13可以用于接收由身体RF线圈的发射引起的MR信号。

[0035] 得到的MR信号由身体RF线圈9和/或通过阵列RF线圈11、12、13来拾取并且通过优选地包括前置放大器(未示出)的接收器14来解调。接收器14经由发送/接收开关8连接到RF线圈9、11、12和13。

[0036] 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。针对选定的序列,接收器14在每个RF激发脉冲之后快速相继地接收单个或多个k空间线。数据采集系统16执行对接收到信号的模数转换并且将每条k空间线转换为适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是独立的计算机,其专用于采集原始图像数据。

[0037] 最终,数字原始图像数据通过应用傅立叶变换或其他合适的重建算法(诸如SENSE)的重建处理器17而被重建为图像表示。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。图像然后被存储在图像存储器中,其中,它可以被访问以用于例如经由提供得到的MR图像的人类可读的显示的视频监视器18来将切片、投影或者图像表示的其它部分转换为用于可视化的适当格式。

[0038] 主计算机15和重建处理器17通过相应的编程被布置为执行上面和下面描述的本发明的方法。

[0039] 图3示出了构成根据本发明的成像序列的双采集梯度回波序列的脉冲序列图。该图显示了频率编码(读出)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,该图还示出了以持续时间TR的固定时间间隔施加的RF脉冲,以及由ACQ1和ACQ2指定的采集窗口,在此期间,在M方向上存在读出磁场梯度的情况下收集梯度回波信号。在相继的RF激励之间的每个时间间隔内都会生成一个梯度回波。该图涵盖了前两个回波信号的采集。在随后的时间间隔中,P和S方向上的相位编码磁场梯度被缩放以对k空间的预定义区域进行采样。通过在固定TR内移动读出磁场梯度同时保持相位编码磁场梯度不变,在两个RF脉冲之后在两个不同的回波时间TE1和TE2处生成两个回波。由于读出磁场梯度的移动以及由此产生的不同回波时间TE1和TE2,获得了水和脂肪对整体信号的贡献的不同相位偏移,在此基础上狄克逊型水/脂肪分离被执行。根据本发明,一些磁场梯度(相位编码磁场梯度的失相波瓣和重定相波瓣,以及示例中的磁场梯度的破坏波瓣)位于读出的重定相波瓣之

前和/或之后磁场梯度相对于图2的脉冲序列图在时间上发生偏移，如图3中的箭头所示。第一次采集之后相位编码磁场梯度的重定相波瓣和磁场梯度的失相波瓣移动得更靠近第一次采集读出磁场梯度的重定相波瓣，并且第二采集的读出和相位编码磁场梯度的失相波瓣移动得更远离第二采集的读出磁场梯度的重定相波瓣。图3中的浅灰色矩形示出了各个磁场梯度的各个原始时间位置(对应于图2所示的情况)。

[0040] 在也示出本发明的实施例的图4的脉冲序列图中，读出磁场梯度的重定相波瓣之前和/或之后的相应磁场梯度在时间上被拉伸，并且同时相对于图2的脉冲序列图在幅值上降低，如图4中的箭头所示。图4中的浅灰色矩形再次示出了各个磁场梯度的各个原始时间形状和位置。

[0041] 本发明以有目的的方式应用所描绘的磁场梯度的特定波瓣的移位和/或拉伸，以减少由多采集狄克逊序列生成的声学噪声。为了估计时间间隔TR内成像序列产生的声学噪声，梯形梯度波瓣m的频谱$\underline{S}_n$可以通过下式来建模：

[0042] $$\underline{S}_{m,n}=\begin{cases}\frac{e^{-i2\pi f_n t_r}}{i2\pi f_n}\left(e^{i\pi f_n\left(t_p+t_{sl}\right)}sinc(\pi f_n t_{sl})-e^{i\pi f_n\left(t_p+t_{st}\right)}sinc(\pi f_n t_{st})\right)\underline{G}, & n\neq 0\\ \left(t_p+\frac{t_{sl}}{2}+\frac{t_{st}}{2}\right)\ \underline{G}, & n=0\end{cases},$$

[0043] 其中，谐波$f_n=\frac{n}{TR}$。

[0044] $\underline{G}$描述梯度波瓣的强度(幅值)和方向，t_r表示时间间隔TR内梯形平台中心的相对位置，并且t_p是平台的相对长度，并且t_{sl}和t_{st}是前导斜率和拖尾斜率的相对长度。

[0045] 然后计算声学噪声，例如，根据

[0046] $$10\ \log\left(\sum_n\left|\underline{A}_n^H\ \sum_m\underline{S}_{m,n}\right|^2/a_0\right),$$

[0047] 其中，$\underline{A}$表示MR设备特定的声学传递函数，其将磁场梯度的时间进程的频率分量与声学噪声的相应频率分量相关联，并且a_0是合适的参考值。根据本发明，以如下的方式调整成像序列的每个梯度波瓣的参数$\underline{G}$、t_r、t_p、t_{sl}和t_{st}，使得基于此计算的声学噪声相对于传统序列设计生成的声学噪声被减小，图2。

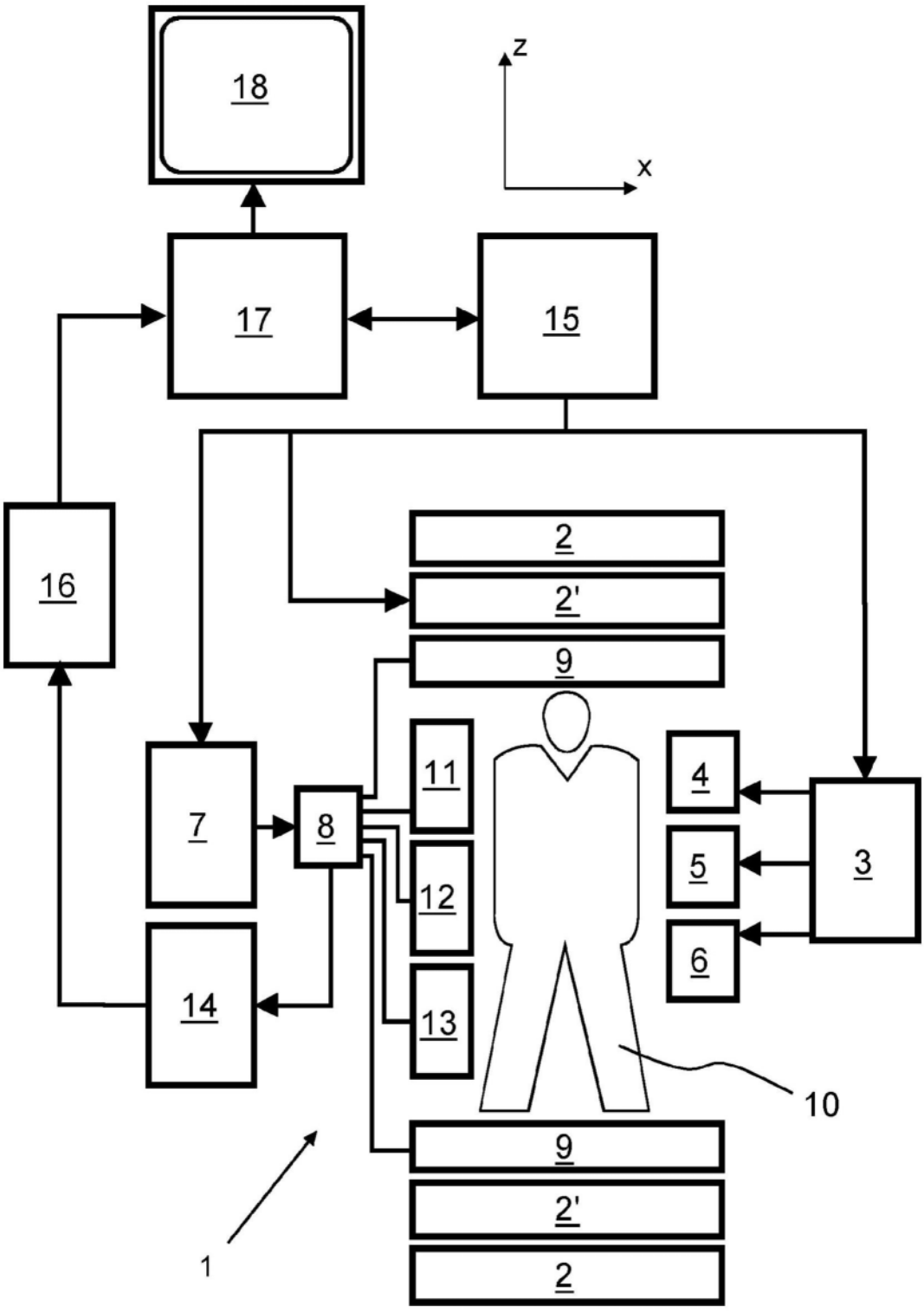


图1

现有技术

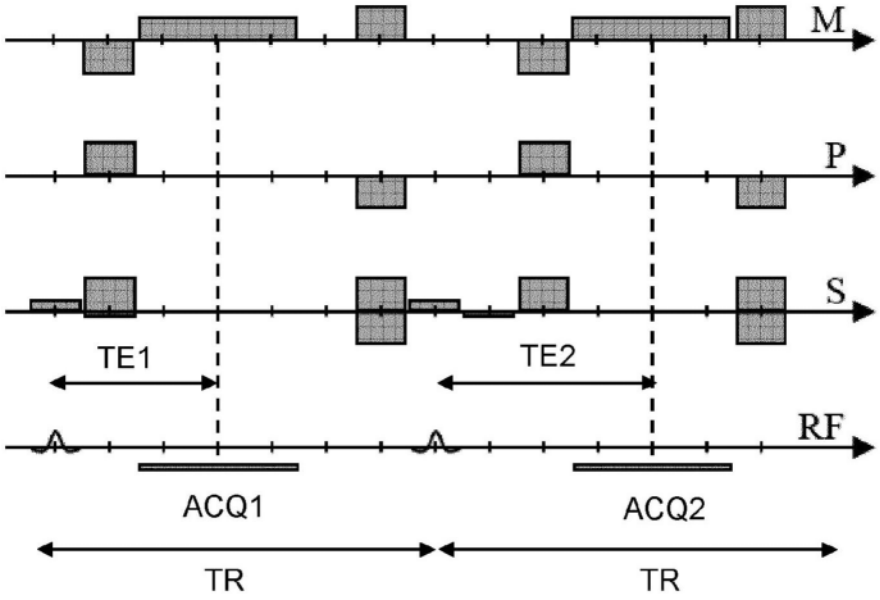


图2

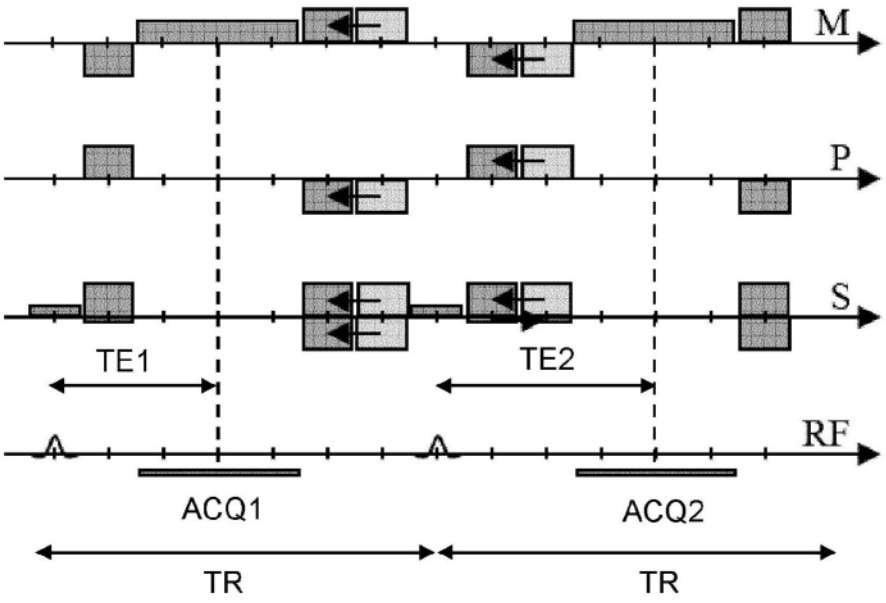


图3

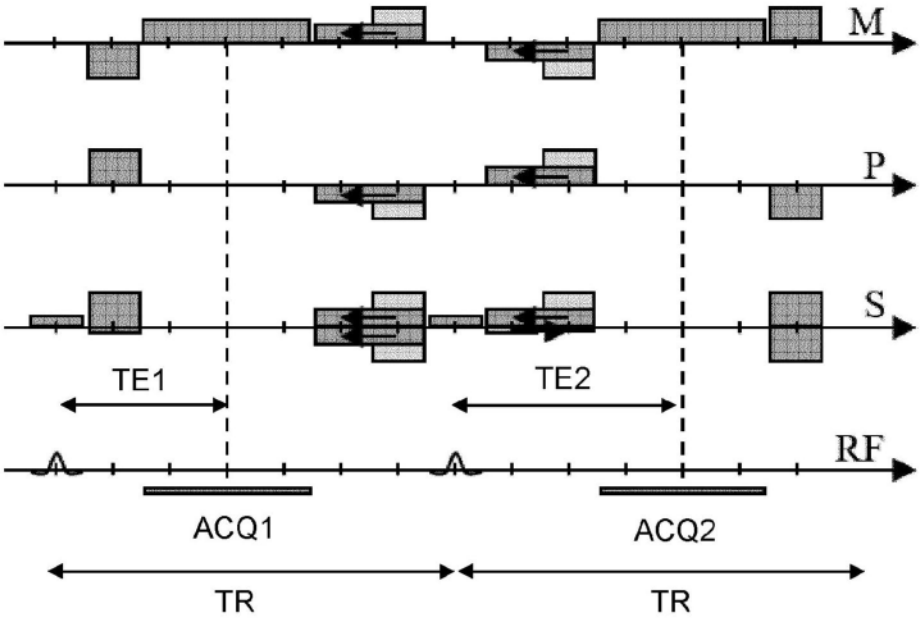


图4