



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103454606 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 201310186326.3

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.05.20

G01R 33/565(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

G01R 33/54(2006.01)

申请公布号 CN 103454606 A

A61B 5/055(2006.01)

(43)申请公布日 2013.12.18

审查员 孙玲玲

(30)优先权数据

102012209295.1 2012.06.01 DE

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 M.凯勒 T.斯佩克纳

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

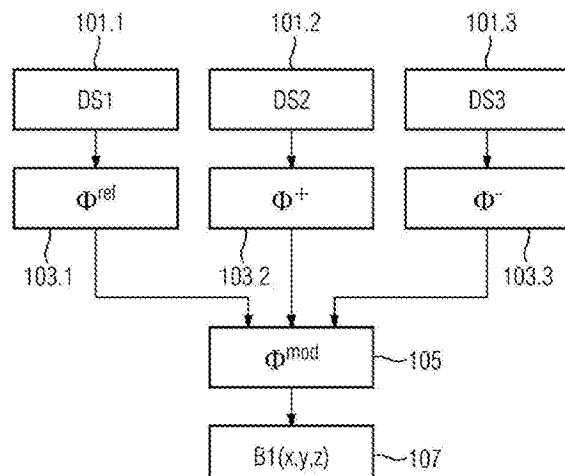
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

用于确定磁共振技术中特定于对象的B1分布的方法

(57)摘要

一种用于确定磁共振技术中在测量空间内检查对象的特定于对象的B1分布的方法，包括步骤：-在使用第一脉冲序列的条件下测量检查对象的第一测量数据组，-在使用第二脉冲序列的条件下测量检查对象的第二测量数据组，-在使用第三脉冲序列的条件下测量检查对象的第三测量数据组，-从第一测量数据组中确定第一相位，从第二测量数据组中确定第二相位并且从第三测量数据组中确定第三相位，-从第一相位和第二相位和第三相位中计算相关的相移，-从计算的相关的相移中确定B1分布。通过测量第一、第二和第三相位可以避免通过共振偏移影响对于B1分布的确定。此外要求保护一种磁共振设备、计算机程序以及电子可读数据载体。



1. 一种用于确定磁共振技术中在测量空间内检查对象的特定于对象的B1分布的方法，包括步骤：

- 在使用第一脉冲序列的条件下测量检查对象的第一测量数据组，
- 在使用第二脉冲序列的条件下测量检查对象的第二测量数据组，
- 在使用第三脉冲序列的条件下测量检查对象的第三测量数据组，
- 从第一测量数据组中确定第一相位，从第二测量数据组中确定第二相位并且从第三测量数据组中确定第三相位，

 - 从第一相位、第二相位和第三相位中计算相关的相移，使得在计算中消除可能出现的共振偏移，

- 从计算的相关的相移中确定B1分布。

2. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述第二和第三脉冲序列与所述第一脉冲序列仅仅分别通过在每个HF激励脉冲之后的非共振的HF脉冲相区别。

3. 根据上述权利要求中任一项所述的方法，其中，所述第一脉冲序列不包括非共振的HF脉冲。

4. 根据权利要求2所述的方法，其中，所述第二脉冲序列的非共振的HF脉冲的频率与第三脉冲序列的非共振的HF脉冲的频率以相同的数值但是在相反的方向上与脉冲序列的HF激励脉冲的频率相偏离。

5. 根据权利要求1所述的方法，其中，相关的相移的计算包括从第二和第三相位中的较小的相位减去第一相位以及从第一相位减去第二和第三相位中较大的相位。

6. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述相关的相移作为第一相位与第二和第三相位中较小的相位之差的倒数以及第二和第三相位中较大的相位与第一相位之差的倒数的和的一半的倒数来计算。

7. 根据权利要求1所述的方法，其中，第二和/或第三脉冲序列的非共振的HF脉冲与HF激励脉冲的频率差别被选择为，使得分别产生的相移大到足以改善在后面确定B1分布时的精度。

8. 一种磁共振设备，其中，所述磁共振设备(5)包括基本场磁体(1)、梯度场系统(3)、高频天线(4)和用于控制梯度场系统(3)和高频天线(4)的控制装置(10)，和用于处理所拍摄的测量数据的设备计算机(20)，并且其中，所述磁共振设备(5)被构造为用于执行按照权利要求1至7中任一项所述的方法。

9. 一种用于确定磁共振技术中在测量空间内检查对象的特定于对象的B1分布的磁共振设备，包括：

- 在使用第一脉冲序列的条件下测量检查对象的第一测量数据组的部件，
- 在使用第二脉冲序列的条件下测量检查对象的第二测量数据组的部件，
- 在使用第三脉冲序列的条件下测量检查对象的第三测量数据组的部件，
- 从第一测量数据组中确定第一相位，从第二测量数据组中确定第二相位并且从第三测量数据组中确定第三相位的部件，
- 从第一相位、第二相位和第三相位中计算相关的相移，使得在计算中消除可能出现的共振偏移的部件，
- 从计算的相关的相移中确定B1分布的部件。

用于确定磁共振技术中特定于对象的B1分布的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定磁共振技术中在测量空间内检查对象的特定于对象的B1分布的方法、一种磁共振设备、一种计算机程序以及一种电子可读数据载体。

背景技术

[0002] 磁共振技术(以下对磁共振简称MR)是一种可以用来产生检查对象的内部的图像的公知技术。简言之,为此将检查对象在磁共振设备中定位于具有0.2特斯拉至7特斯拉和更多的场强的相对强的静态均匀基本磁场(也称为B0场)中,从而其核自旋沿着基本磁场取向。为了测量数据的位置编码对基本磁场叠加快速接通的梯度磁场。为了触发核自旋共振,将高频激励脉冲(HF脉冲)入射到检查对象中。

[0003] 入射的HF脉冲(HF:高频)的磁通密度通常称为B1。脉冲形的高频场由此一般也简称为B1场。借助该高频脉冲在此将检查对象中的原子的核自旋这样激励,使得其以所谓的“激励翻转角”(也简称为“翻转角”)从其平行于基本磁场B0的均衡位置偏转。核自旋然后围绕基本磁场B0的方向进动。由此产生的磁共振信号由高频接收天线(接收线圈)接收。所记录的测量数据(也称为k空间数据)被数字化并且作为复数的数值、即原始数据,存储在k空间矩阵中。从以值填充的k空间矩阵中借助多维傅里叶变换可以重建所属的MR图像。借助磁共振技术除了解剖图像之外也可以确定检查的或治疗的区域的光谱数据、运动数据或温度数据。

[0004] 测量信号由此也取决于入射的HF脉冲。通常用于从磁共振信号中重建图像数据组的填充的方法除了均匀的基本磁场和用于位置编码的严格的线性梯度磁场之外还以在检查空间内的均匀的HF场分布(B1场分布)为前提。但是在实际的MR系统中通常在检查体积中的B1场分布发生变化,这导致从信号重建的MR图像中的图像不均匀(图像伪影)和由此导致成像的检查对象的较差可识别性。特别是在全身成像,或者说躯干(胸部、腹部、骨盆)的拍摄的情况下,在3特斯拉或更高的基本磁场的情况下,由于不均匀的HF场分布而在图像中出现虚假的阴影。

[0005] 此外尽可能精确识别在检查对象中存在的B1场对于磁共振断层造影的许多应用,例如对于多通道发送运行中的脉冲计算或对于定量的T1检查来说是重要的。由于特定于对象的导磁性和磁化系数分布,在高的静态磁场中(特别是在3T和更高的情况下)会出现B1场的突出的取决于位置的变化。由此在设置的发送功率的情况下,特定于对象地确定实际存在的B1分布对于许多应用来说是必然的。

[0006] 已经存在用于确定特定于对象的B1分布的方法。例如在Cunningham et al.的文章“Saturated Double-Angle Method for Rapid B1⁺Mapping”,Magn.Reson.Med.(2006)55:第1326–1333页中描述了一种方法,在该方法中通过翻转角分布确定B1分布。然而该方法对于特定的翻转角(例如90°)是不够精确的。在该文章中描述的方法的加速导致对共振偏移的敏感性并且限制了该方法的动态范围。如果没有加速,该方法需要长的测量时间。

[0007] Chung et al.在“Rapid B1⁺Mapping Using a Preconditioning RF Pulse with

TurboFLASH Readout”, Magn. Reson. Med. (2010) 64: 第439–446页中描述了一种用于确定B1分布的方法,在该方法中入射层选择性的预调节的HF脉冲并且测量通过该HF脉冲而减小的纵向磁化,从该纵向磁化中确定B1分布。该方法虽然是相对快速的,然而对于检查对象中T1弛豫时间的分布是敏感的,而该T1弛豫时间并非总是足够已知的。

[0008] 在“Actual Flip-Angle Imaging in the Pulsed Steady State:A Method for Rapid Three-Dimensional Mapping of the Transmitted Radiofrequency Field”, Magn. Reson. Med. (2007) 57: 第192–200页中,Yarnykh描述了一种方法,在该方法中采用AFI脉冲(AFI:英语“actual flip-angle”)序列,该AFI脉冲序列由两个相同的HF脉冲组成,在这两个相同的HF脉冲之后跟随两个不同的等待时间TR1和TR2,其在每个HF脉冲之后分别产生一个回波信号。借助产生的和测量的回波信号可以计算HF脉冲的当前的翻转角和由此计算B1分布。但是该方法作为三维(3D)方法对于运动是特别敏感的。

[0009] 用于确定检查对象的取决于位置的B1场振幅、也就是B1分布的另一种方法是利用Bloch-Siegert相移,如在Sacolick et al.“B1Mapping by Bloch-Siegert Shift”, Magn. Reson. Med. (2010) 63: 第1315–1322页中描述的。Bloch-Siegert相移通过入射非共振的HF脉冲(以下称为Bloch-Siegert脉冲)形成。产生的相移在此与B1振幅的平方成比例:

$$[0010] \quad \phi_{BS} = (B_i^{peak})^2 \int_0^T \frac{(\mathcal{B}_i^{norm}(t))^2}{4\pi} dt \cdot \frac{1}{v_{RF}} = k \frac{1}{v_{RF}} \quad (1)$$

[0011] 在此 γ 表示回磁比, $B_i^{norm}(t)$ 表示标准化到振幅 B_i^{peak} 的Bloch-Siegert脉冲的时间走向并且 v_{RF} 表示Bloch-Siegert脉冲的频率相对于共振频率的差。积分在整个脉冲持续时间上进行,HF脉冲的频率在此假定是时间上恒定的。在此处作为基础的方法中,Bloch-Siegert脉冲的振幅 B_i^{peak} 对于选择的发送功率从测量的相移 ϕ_{BS} 计算。在图1中示出了如Sacolick et al.的给出的文章中的在梯度回波实现中用于Bloch-Siegert方法的序列的示意图。

[0012] Khalighi et al.在“RF Pulse Optimization for Bloch-Siegert B1⁺ Mapping”, Magn. Reson. Med. (2011) DOI:10.1002/mrm.23271中描述了一种方法,在该方法中在使用事先建立的B0图的条件下,在B1振幅的计算中考虑并校正通过静态B0场的取决于位置的非均匀性、通过化学位移和通过磁化率差别引起的共振位移。然而在此B0图的不精确性和误差也在B1振幅的计算中复制。

发明内容

[0013] 本发明要解决的技术问题是,提出一种方法、一种磁共振设备、一种计算机程序以及一种电子可读数据载体,用来可靠避免通过共振频率的未知偏移引起的确定的B1振幅的错误。

[0014] 本发明基于以下思路:从等式(1)中可以看出,自旋共振频率与调节的系统频率的偏差使得结果错误。如果自旋的共振频率与系统频率偏差 $\pm \Delta v$,则该自旋经历相移。自旋的整个相位 ϕ'_{BS} 由此是:

$$[0015] \quad \phi'_{BS} = \phi^{ref} + k \frac{1}{v_{RF} \mp \Delta v} \quad (2)$$

[0016] 其中通过Bloch-Siegert脉冲引起的、取决于偏差 $\pm \Delta v$ 的相移是 $k \frac{1}{v_{RF} \mp \Delta v}$ 。

[0017] 为了将计算的B1振幅的从中得到的错误限制到一阶,在Sacolick et al.中建议,进行两个测量,其中使用具有相对于系统频率以 $+v_{RF}$ 和 $-v_{RF}$ 移动的频率的相同的Bloch-Siegert脉冲。这两个采集的相移被减半并且从中根据等式(1)计算B1振幅。

[0018] 在利用相对于系统频率以 $+v_{RF}$ 和 $-v_{RF}$ 移动的Bloch-Siegert脉冲的测量中测量相位 ϕ^+ 及 ϕ^- :

$$[0019] \phi^+ = \phi^{ref} + k \frac{1}{v_{RF} - \Delta v} \quad (3),$$

$$[0020] \phi^- = \phi^{ref} - k \frac{1}{v_{RF} + \Delta v} \quad (4).$$

[0021] 在此 ϕ^{ref} 表示参考相位,即,没有任何Bloch-Siegert相移的相位,该Bloch-Siegert相移在按照Sacolick的方法中未被测量。

[0022] 两个测量的相位 ϕ^+ 和 ϕ^- 的减半的差得出为:

$$[0023] \phi_{BS} = \frac{1}{2}(\phi^+ - \phi^-) = \frac{1}{2}k \left(\frac{1}{v_{RF} - \Delta v} + \frac{1}{v_{RF} + \Delta v} \right) \quad (5).$$

[0024] 使用这样确定的值,以便按照等式(1)计算B1场的振幅 B_i^{peak} 。然而共振偏移 Δv 在此还起作用。

[0025] 因为Bloch-Siegert相移遵循与Bloch-Siegert脉冲的频率偏移 v_{RF} 的非线性依赖关系,所以由此还存在如下危险,确定的B1振幅对于非共振的自旋在不小的程度上是错误的。共振频率的变化 Δv 例如可以通过化学位移、静态B0场的非均匀性和磁化系数差别引起。

[0026] Bloch-Siegert方法对共振频率的差别 Δv 的敏感性可以通过将Bloch-Siegert脉冲的相对于系统频率的频率偏移 v_{RF} 选择得足够大来减小。由此可以限制通过自旋共振频率的变化引起的误差(也参见如Sacolick et al.提到的文章)。然而在固定的发送功率的情况下由此使Bloch-Siegert相移 ϕ_{BS} 下降(参见等式(1))。因此提高了测量的B1振幅的在静态波动条件下的相对误差,这特别地对于小的B1振幅和由此本来的小的相移 ϕ_{BS} 的测量来说是有问题的。

[0027] 用于确定磁共振技术中在测量空间内检查对象的特定于对象的B1分布的按照本发明的方法包括步骤:

[0028] -在使用第一脉冲序列的条件下测量检查对象的第一测量数据组,

[0029] -在使用第二脉冲序列的条件下测量检查对象的第二测量数据组,

[0030] -在使用第三脉冲序列的条件下测量检查对象的第三测量数据组,

[0031] -从第一测量数据组中确定第一相位,从第二测量数据组中确定第二相位并且从第三测量数据组中确定第三相位,

[0032] -从第一相位和第二相位和第三相位中计算相关的相移,

[0033] -从计算的相关的相移中确定B1分布。

[0034] 通过使用分别确定的脉冲序列来测量第一、第二和第三相位和使用所有三个测量

的相位来计算相关的相移,从所述相移可以确定B1分布,可以避免通过共振偏移影响对于B1分布的确定。

[0035] 按照本发明的磁共振设备包括基本场磁体、梯度场系统、高频天线、用于控制梯度场系统和高频天线的控制装置和用于处理所拍摄的测量数据的设备计算机(20),并且构造为用于执行所描述的方法。

[0036] 按照本发明的计算机程序包括程序装置,当计算机程序在磁共振设备的控制装置中运行时,其执行所描述的方法的所有步骤。

[0037] 按照本发明的电子可读数据载体包括其上存储的电子可读控制信息,后者被构造为,当在磁共振设备的控制装置中使用所述数据载体时执行所描述的方法。

[0038] 关于方法给出的优点和实施也类似地适用于磁共振设备、计算机程序产品和电子可读数据载体。

附图说明

[0039] 本发明的其他优点和细节从以下描述的实施例以及结合附图得到。所举出的例子不限制本发明。其中,

[0040] 图1示出了在按照现有技术的梯度回波实现中用于Bloch-Siegert方法的序列的示意图,

[0041] 图2示意性示出了按照本发明的磁共振设备,

[0042] 图3示出了按照本发明的方法的示意性流程图,

[0043] 图4示出了如对于按照本发明的方法可以使用的第一、第二和第三脉冲序列的示意图。

具体实施方式

[0044] 图1示出了在按照现有技术的梯度回波实现中用于Bloch-Siegert方法的序列的示意图。上下依次示出入射的或产生的高频脉冲或用于接通在x、y和z方向上的梯度(G_x, G_y, G_z)的信号(RF),和随时间(t)的读出活动(ADC)。

[0045] 在HF激励脉冲201之后,与该HF激励脉冲同时在z方向上接通层选择梯度,跟随非共振的HF脉冲202,其在此是所谓的Bloch-Siegert脉冲。产生的回波信号203在接通期望的位置编码梯度的条件下被读出。该脉冲序列一直以不同的位置编码梯度 G_x, G_y, G_z 以已知的方式重复,直到扫描了整个期望的k空间。

[0046] 图2示出了(磁共振成像或核自旋断层造影设备)磁共振设备5的示意图。在此基本场磁体1产生时间上恒定的强磁场,用于检查对象U的检查区域,例如位于台23上并且被推入到磁共振设备5中的人的身体的待检查的部位中的核自旋的偏振或对齐。对于核自旋共振测量所需的基本磁场的高均匀性被限定在典型的、但是并非必需的球形测量空间M中,人的身体的待检查的部位被带入该测量空间中。为了支持均匀性要求和特别是为了消除时间上不可变的影响,在合适的位置安装由铁磁材料构成的所谓的匀场片。时间上可变的影响通过匀场线圈2和对于匀场线圈2的合适的控制器27来消除。

[0047] 在基本场磁体1中采用圆柱形的由三个子绕组组成的梯度线圈系统3。每个子绕组由相应的放大器24-26提供电流,以用于产生在笛卡尔坐标系的各自方向上的线性梯度场。

在此,梯度场系统3的第一子线圈产生x方向上的梯度G_x,第二子线圈产生y方向上的梯度G_y,并且第三子线圈产生z方向上的梯度G_z。放大器24-26分别包括数模转换器(DAC),该数模转换器由用于时间正确地产生梯度脉冲的序列控制装置18控制。

[0048] 高频天线4位于梯度线圈系统3内,所述高频天线4将高频功率放大器给出的高频脉冲转换为用于待检查的对象或者对象的待检查区域的核的激励以及核自旋的对齐的交变磁场。高频天线4由以环形的、直线形或阵列形布置的线圈形式的一个或多个HF发送线圈和一个或多个HF接收线圈组成。高频天线4的HF接收线圈也将从进动的核自旋发出的交变场、即通常由一个或多个高频脉冲和一个或多个梯度脉冲组成的脉冲序列引起的核自旋回波信号,转换为电压(测量信号),该电压经过放大器7被传输到高频系统22的高频接收通道8、8'。高频系统22还包括发送通道9,在该发送通道9中产生用于激励核磁共振的高频脉冲。在此,将各个高频脉冲根据由设备计算机20预先给出的脉冲序列在序列控制装置18中数字地表示为复数的序列。该数列作为实部和虚部分别经过输入端12被传输到高频系统22中的数模转换器(DAC)并且从该数模转换器被传输到发送通道9。在发送通道9中将脉冲序列加调制到高频载波信号上,后者的基频相应于测量空间中核自旋的谐振频率。通过放大器28将调制的脉冲序列传输到高频天线4的HF发送线圈。

[0049] 通过发送-接收转接器6进行从发送运行到接收运行的切换。高频天线4的HF发送线圈将用于激励核自旋的高频脉冲入射到测量空间M,并且通过HF接收线圈扫描所得到的回波信号。相应获得的核共振信号在高频系统22的接收通道的第一解调器8'中被相位敏感地解调到中间频率,并且在模拟-数字-转换器(ADC)中被数字化。该信号还被解调到频率0。到频率0的解调和到实部和虚部的分离在数字域中数字化之后在第二解调器8中进行,所述第二解调器将解调的数据通过输出端11输出到图像计算机17。通过图像计算机17可以从这样获得的测量数据重建MR图像。

[0050] 测量的测量数据、图像数据和控制程序的管理通过设备计算机20进行。特别地,设备计算机20具有用于确定测量数据组的相移的部件20.1、用于从确定的相移计算相关的相移的部件20.2和用于从相关的相移确定B1分布的部件20.3。在设备计算机20中处理测量数据时形成的中间结果和结果,特别是确定的B1分布可以为了进一步的使用(例如在后面的MR测量中)而被存储和/或显示。

[0051] 序列控制装置18根据利用控制程序的预定值来控制各个期望的脉冲序列的产生和k空间的相应扫描。在此,序列控制装置18特别地控制梯度的时间正确的接通、具有定义的相位和振幅的高频脉冲的发送以及核共振信号的接收。由合成器19提供用于高频系统22和序列控制装置18的时间基准。用于产生例如存储在DVD21中的测量数据的相应控制程序的选择,以及其他在用户端的输入,诸如特别是非共振的HF脉冲的期望的频率,和所产生的MR图像的显示,通过包括用于实现输入的输入部件诸如键盘15和/或鼠标16和用于实现显示的显示部件诸如显示器14的终端13来进行。

[0052] 图3示出了按照本发明的方法的示意性流程图。

[0053] 首先使用第一脉冲序列测量检查对象的第一测量数据组(DS1)(块101.1),并且使用第二脉冲序列测量检查对象的第二测量数据组(DS2)(块101.2)和使用第三脉冲序列测量检查对象的第三测量数据组(DS3)(块101.3)。

[0054] 在此,第二和第三脉冲序列与第一脉冲序列有利地仅通过在每个HF激励脉冲之后

的非共振的HF脉冲相区别。由此第一、第二和第三测量数据组可以很好地比较,因为仅每个测量数据组所具有的相移是不同的。

[0055] 第一脉冲序列有利地根本不包括非共振的HF脉冲,并且由此可以作为参考测量使用。示例性地在下面参考图4说明第一、第二和第三脉冲序列。

[0056] 第二脉冲序列的非共振的HF脉冲相对于系统频率,即,HF激励脉冲的频率以频率值 v_2 偏移。第三脉冲序列的非共振的HF脉冲相对于系统频率,即,HF激励脉冲的频率,以频率值 v_3 偏移。通常地,系统频率调节到检查的自旋系统的(主要的)共振频率。有利地选择 $v_2 = -v_3 = v_{RF}$ 。

[0057] 在该情况下除了相对于系统频率以 $+v_{RF}$ 和 $-v_{RF}$ 偏移的、已经在现有技术中被测量的(那里:Bloch-Siegert脉冲)非共振的HF脉冲的两个采集之外,在其他不变的序列顺序的情况下还进行没有非共振的HF脉冲的测量(也参见图4)。从该测量中确定第一相位,在等式(3)和(4)中出现的参考相位 ϕ^{ref} (块103.1)。从使用其中非共振的HF脉冲的频率例如大于系统频率的第二脉冲序列的测量中确定第二相位,例如相位 ϕ^+ (块103.2)。从使用其中非共振的HF脉冲的频率例如小于系统频率的第三脉冲序列的测量中确定第三相位,例如相位 ϕ^- (块103.3)。

[0058] 从三个确定的相位中计算相关的相移 ϕ^{mod} (块105)。

[0059] 对于按照等式(1)的B1振幅 B_1^{peak} 的计算所需的相移,此时不是通过等式(5)计算,而是以以下修改的方式作为相关的相移 ϕ^{mod} 计算:

$$[0060] \phi^{mod} = \phi_{BS}^{mod} = \frac{2}{\frac{1}{\phi^{ref} - \phi^-} + \frac{1}{\phi^+ - \phi^{ref}}} \quad (6)$$

[0061] 利用等式(3)和(4)得到:

$$[0062] \phi_{BS}^{mod} = k \frac{2}{v_{RF} + \Delta v + v_{RF} - \Delta v} = k \frac{1}{v_{RF}} \quad (7)$$

[0063] 由此在计算中消除了可能出现的共振偏移 Δv 。由此不再出现通过共振偏移引起的错误。通过参考相位 ϕ^{ref} 的附加测量可以利用在Bloch-Siegert相移 ϕ_{BS}^{mod} 和相对于系统频率的非共振的HF脉冲的频率 v_{RF} 之间的反比关系,来消除共振偏移的影响。

[0064] 即使在第二脉冲序列的非共振的HF脉冲与系统频率的频率差 v_2 不具有如第三脉冲序列的非共振的HF脉冲与系统频率的频率差 v_3 一样的数值时,也在 v_2 和 v_3 的符号相同的情况下一般地成立:

$$[0065] \phi_{BS}^{mod} = \frac{2}{\frac{1}{\phi^{ref} - \phi^-} + \frac{1}{\phi^+ - \phi^{ref}}} = k \frac{2}{v_2 + \Delta v + v_3 - \Delta v} = k \frac{2}{v_2 + v_3} \quad (7)$$

[0066] 相关的相移 ϕ^{mod} 的计算由此包括从第二和第三相位中的较小的相位 ϕ^- 中减去第一相位,即参考相位 ϕ^{ref} 和从第一相位,即参考相位 ϕ^{ref} 中减去第二和第三相位中的较大的相位 ϕ^+ 。

[0067] 更确切地说,相关的相移可以作为第一相位 ϕ^{ref} 与第二和第三相位中较小的相位 ϕ^- 之差的倒数以及第二和第三相位中较大的相位 ϕ^+ 与第一相位 ϕ^{ref} 之差的倒数的半和的

倒数来计算。

[0068] 图4示意性示出了如对于按照本发明的方法可以使用的第一脉冲序列PS1、第二脉冲序列PS2和第三脉冲序列PS3。

[0069] 在此,在图4的上面三行中分别给出了各自的脉冲序列的高频脉冲和信号,其中第一、第二和第三脉冲序列PS1、PS2、PS3各不相同。在每个脉冲序列PS1、PS2、PS3中,在HF激励脉冲401.1、401.2、401.3之后产生回波信号403.1、403.2、403.3,该回波信号作为测量数据被测量。仅在三个脉冲序列PS1、PS2、PS3的两个中在所属的HF激励脉冲401.2、401.3之后还入射非共振的HF脉冲402.2、402.3。非共振的HF脉冲402.2、402.3在此各不相同。有利地,第二脉冲序列的非共振的HF脉冲402.2与第三脉冲序列的非共振的HF脉冲402.3以相同的数值、但是在相反的方向上与脉冲序列PS2、PS3的HF激励脉冲401.2、401.3的频率相偏离。

[0070] 非共振的HF脉冲例如作为费米脉冲例如借助布洛赫仿真这样来构造,使得在检查的自旋的共振区域中进行尽可能小的激励(“on-resonance”),例如在低于800Hz的共振偏移的情况下低于1%,并且这样地选择第二和/或第三脉冲序列的非共振的HF脉冲与HF激励脉冲的频率的频率差别,使得分别产生的相移大到足以改善在B1分布的后面的确定中的精度。也就是说,非共振的HF脉冲相对于系统频率(激励脉冲的频率)的频率差别可以选择为小于迄今为止在现有技术中可能的频率差别,而不出现特别是通过共振偏移引起的所确定的B1振幅的不期望的误差。通过在此介绍的从相关的相移中计算B1振幅,可以有效地限制通过共振偏移引起的所确定的B1振幅的错误。由此可以将非共振的HF脉冲的频率与系统频率 v_{RF} 之差选择为明显小于迄今为止在现有技术中的,而共振偏移不会导致B1振幅的危险的错误。频率差 v_{RF} 的减小导致Bloch-Siegert相移 ϕ_{BS}^{mod} 提高(参见等式(1)或(7)),这一点对于所确定的Bloch-Siegert相移 ϕ_{BS}^{mod} 的和由此所确定的B1振幅的可实现的统计学精度产生正面影响。

[0071] 此外,还可以利用小的可能的频率差的该优点来缩短非共振的HF脉冲的脉冲持续时间。因为Bloch-Siegert序列的测量持续时间在极大的程度上通过必须插入对于限制特异性吸收率(SAR)而需要的等待时间来给出,所以通过缩短非共振的HF脉冲同样明显缩短总的测量持续时间。由此对于参考相位的附加测量而附加需要的测量持续时间可以得到补偿。

[0072] 可能地,为了从测量中确定参考相位也可以提取不具有非共振的HF脉冲的测量,当使用多通道技术时,为了确定在多通道发送运行下的不同发送通道的相位需要该参考相位。在此消除了否则需要的用于确定参考相位的附加的测量持续时间。

[0073] 例如在已经引用的Sacolick et al.的文章中选择频率差别为 $v_{RF}=4000\text{Hz}$ 。利用在此描述的方法,在否则相同的条件下, $v_{RF}=2000\text{Hz}$ 的频率差别导致更好的结果,而所确定的B1振幅的误差不会使得结果质量变差。

[0074] 图4中的下面四行类似于图1示出了分别所属的待接通的在x、y和z方向上的梯度 G_x, G_y, G_z 以及数据记录ADC,这些在每个脉冲序列PS1、PS2、PS3中是相同的。给出的脉冲序列PS1、PS2、PS3在此也按照梯度回波实现来表示。但是也可以使用其他公知的序列类型,其中第一脉冲序列PS1、第二脉冲序列PS2和第三脉冲序列PS3此外仅通过在三个脉冲序列PS1、PS2、PS3的仅两个中存在的非共振的HF脉冲402.2、402.3与第三脉冲序列(在此是PS1)相区

别，并且非共振的HF脉冲402.2和402.3是不同的非共振的HF脉冲。在此，非共振的HF脉冲402.2和402.3特别地仅仅在其频率方面是不同的，即，它们是不同地调制的。脉冲形状在此对于两个非共振的HF脉冲402.2和402.3是相同的。

[0075] 在利用3T磁共振设备来示例性实现此处描述的方法时，已经可以表明，即使在强的共振偏移的情况下也可以实现可靠的结果。采用了具有4毫秒的脉冲持续时间的非共振的HF脉冲(Bloch-Siegert脉冲)，该非共振的HF脉冲以相对于系统频率的 $v_{RF}=2000\text{Hz}$ 的频率偏移被调制。在此，非共振的HF脉冲的脉冲形状遵循费米脉冲，所述费米脉冲可以通过如下来描述：

$$[0076] B_1^{norm}(t) = \frac{1}{1 + \exp\left(\left(\left|\frac{T}{2} - t\right| - \frac{T}{2} + A\right)/w\right)} \quad (8),$$

[0077] 例如具有参数：脉冲持续时间 $T=4\text{ms}$, $A=0.391\text{ms}$ 和 $w=0.125\text{ms}$ 。以这种方式产生的HF脉冲的振幅为 $B_1^{peak} = 5.59\mu\text{T}$ 。

[0078] 共振偏移通过改变系统频率来仿真。测量表明，对于在直到800Hz的范围中的共振偏移来说，按照Sacolick的初始的具有被选定的Bloch-Siegert脉冲的方法出现最大11%的相对误差。而利用在此建议的方法的最大误差被降低到2%。

[0079] 可以弃用对(可能出错的)B0图的使用，通过所述B0图量化主磁场的分布以及通过化学位移和磁化率差别引起的共振偏移。

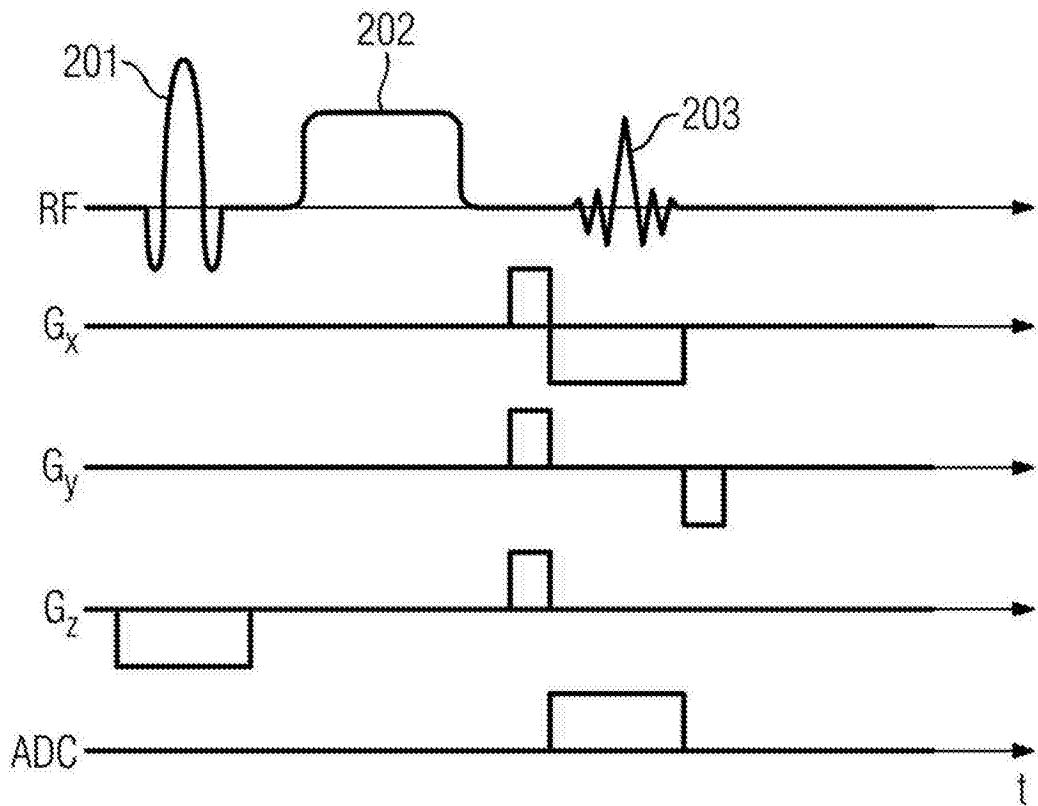


图1

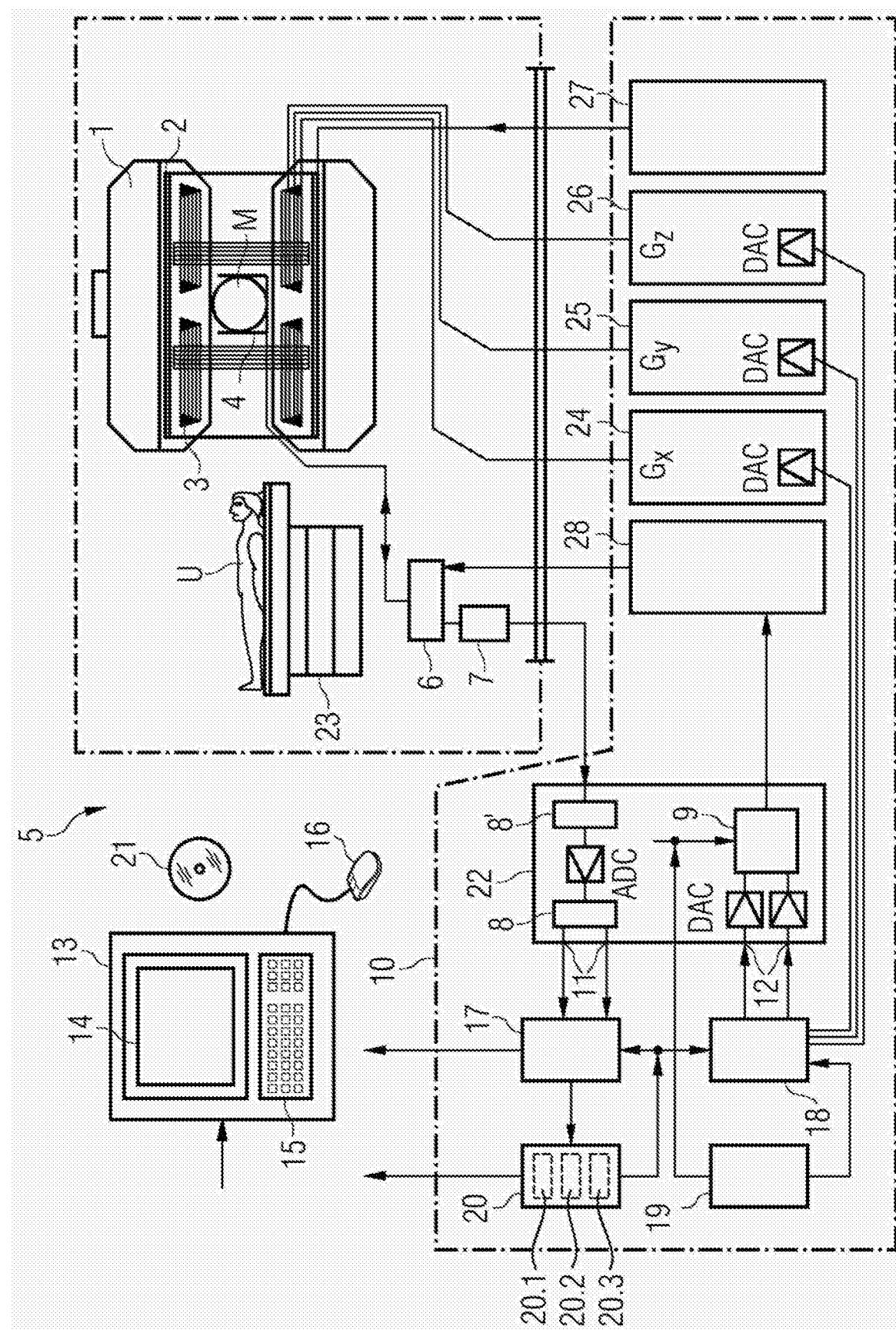


图2

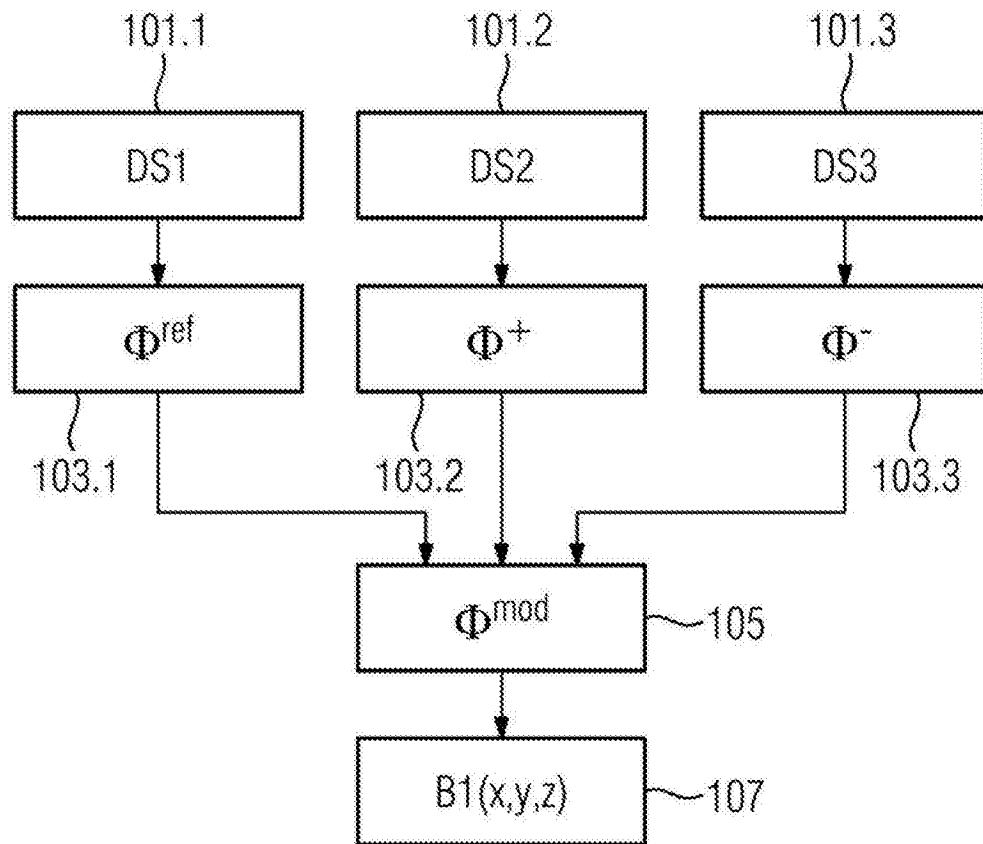


图3

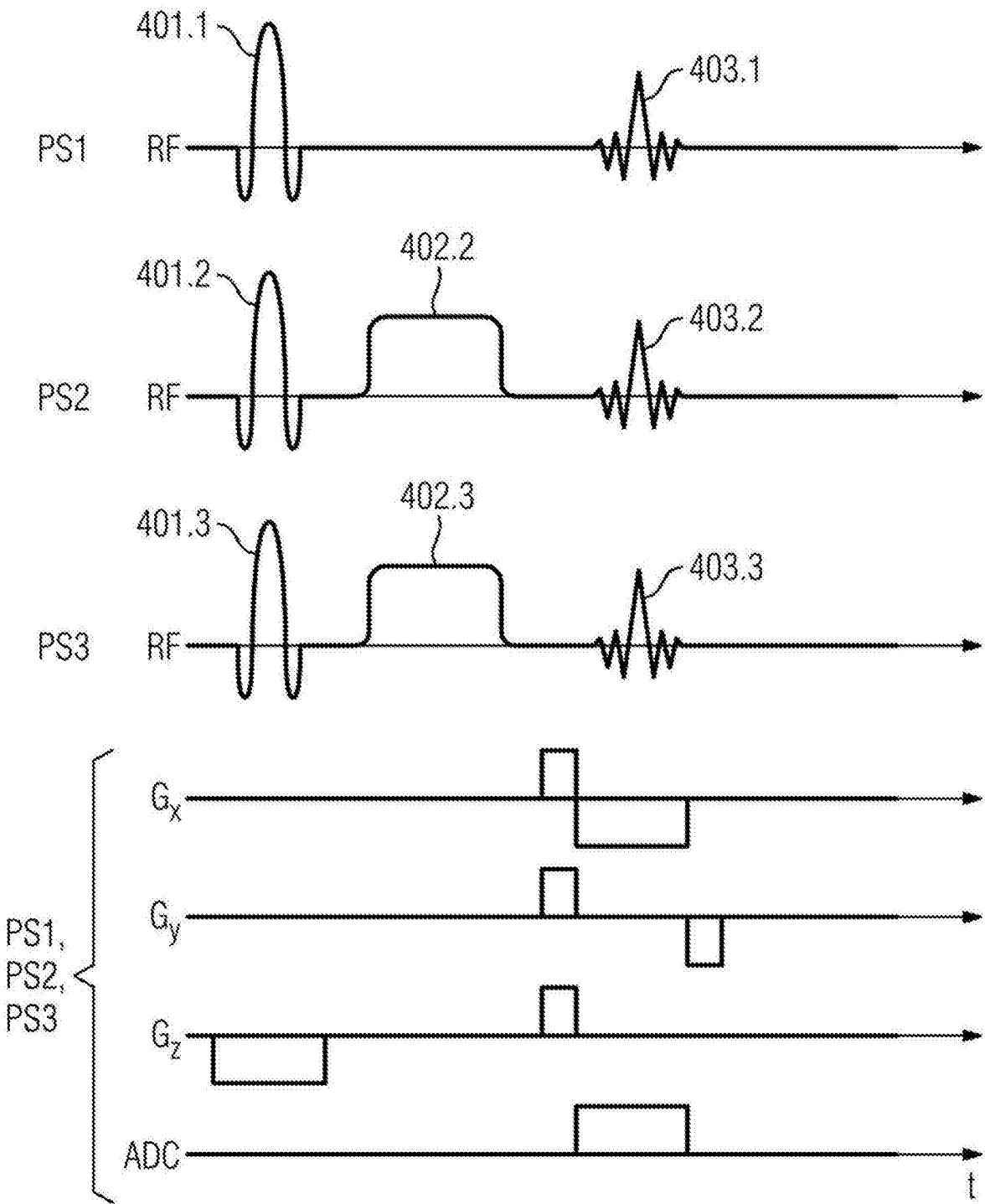


图4