



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102680926 B

(45)授权公告日 2017.09.29

(21)申请号 201210057336.2

(22)申请日 2012.03.06

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 102680926 A

(43)申请公布日 2012.09.19

(30)优先权数据
102011005649.1 2011.03.16 DE

(73)专利权人 西门子公司
地址 德国慕尼黑

(72)发明人 A.斯泰莫

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

代理人 谢强

(51)Int.Cl.

G01R 33/54(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

(56)对比文件

US 2002/0115929 A1,2002.08.22,

US 2002/0115929 A1,2002.08.22,

CN 101166462 A,2008.04.23,

审查员 甘雨鹭

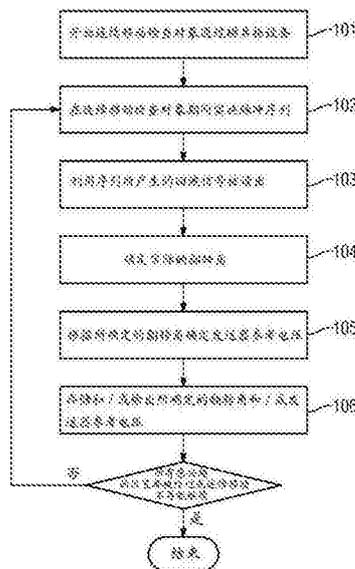
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

脉冲序列、确定翻转角的方法和调节发送器电压的方法

(57)摘要

本发明涉及脉冲序列、确定翻转角的方法和调节发送器电压的方法。按照本发明的脉冲序列产生至少一个回波信号,从该回波信号中能够确定在检查对象连续移动期间实际上由所述序列的至少一个RF脉冲所实现的翻转角,并且包括在检查对象连续移动的方向上的梯度方案,这样构造所述梯度方案,使得其第一阶矩在每个对于确定翻转角而使用的回波信号的时点消失。此外要求保护按照本发明的在MR测量期间在检查对象连续移动通过测量空间的条件下用于确定RF脉冲的至少一个实际翻转角的方法和用于在检查对象连续移动通过测量体积的条件下借助按照本发明的脉冲序列调节用于RF脉冲的发送器电压的方法,以及磁共振设备、计算机程序产品和电子可读数据载体。



1. 一种用于利用脉冲序列产生回波信号的方法,其产生至少一个回波信号,从该回波信号中能够确定在检查对象连续移动期间实际上由所述序列的至少一个RF脉冲所实现的翻转角,并且这样构造其在检查对象连续移动的方向上的梯度方案,使得其第一阶矩在每个对于确定翻转角而使用的回波信号的时刻消失。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述脉冲序列包括至少三个RF脉冲,所述RF脉冲被这样入射,使得能够产生至少两个回波信号。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述梯度方案在与检查对象连续移动的方向垂直的方向上包括用于抑制不期望的信号的抑制信号梯度。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中,所使用的回波信号的读出梯度以及由第二和第三RF脉冲组成的脉冲序列的两个RF脉冲中至少一个的层选择梯度,在连续移动的方向上出现。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,脉冲序列的RF脉冲的层选择梯度和直接跟随该RF脉冲的待读出的回波信号的读出梯度,或待读出的回波信号的读出梯度和直接跟随在该回波信号之后的RF脉冲的层选择梯度,或两个直接先后跟随的待读出的回波信号的读出梯度,分别是具有分别相同振幅的梯形梯度。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,脉冲序列的第二和第三RF脉冲的层选择梯度的平顶持续时间和至少在最后待读出的回波信号之前待读出的回波信号的读出梯度的平顶持续时间是相同长的。

7. 根据权利要求5或6所述的方法,其中,这样构造所述梯形梯度,使得层选择梯度的平顶持续时间从所属的RF脉冲的等延迟时刻开始,与直接跟随的读出梯度的平顶持续时间直到所属的回波的时刻一致,其中,层选择梯度的右斜坡的持续时间等于直接跟随的读出梯度的左斜坡的持续时间,和/或

读出梯度的平顶持续时间从所属的回波的时刻起,与直接跟随的层选择梯度的平顶持续时间直到所属的RF脉冲的等延迟时刻一致,其中,读出梯度的右斜坡的持续时间等于直接跟随的层选择梯度的左斜坡的持续时间,和/或

读出梯度的平顶持续时间从所属的回波的时刻起,与直接跟随的读出梯度的平顶持续时间直到所属的回波的时刻一致,其中,读出梯度的右斜坡的持续时间等于直接跟随的读出梯度的左斜坡的持续时间,

其中,分别将由自旋通过两个相邻的半梯度在由等延迟时刻和待读出的回波的回波时间构成的组中的直接跟随的时刻之间所获取的第0阶和第1阶矩,通过对称的梯形梯度来补偿,其对称中心在时间上位于在各个直接跟随的等延迟点或回波的时刻之间的中点。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,在检查对象连续移动的方向上不接通梯度。

9. 一种在MR测量期间在检查对象连续移动通过测量空间的条件下用于确定脉冲序列达到的实际翻转角的方法,包括步骤:

- 在检查对象连续移动的情况下实施脉冲序列,其中该脉冲序列包括至少一个RF脉冲,
- 采集MR序列的至少一个回波信号,
- 基于所采集的回波信号确定由脉冲序列的至少一个RF脉冲实际达到的翻转角,

其中,这样构造MR序列在检查对象移动方向上的梯度方案,使得第一阶矩在所采集的回波的回波时刻消失。

10. 一种用于在检查对象连续移动通过测量体积的条件下调节用于RF脉冲的发送器电压的方法,其中,根据按照权利要求9所述的方法确定的翻转角,在检查对象连续移动的情况下关于检查对象的瞬时位置确定用于参考RF脉冲的发送器参考电压。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,直接在检查对象置于患者卧榻之后,在患者卧榻被移动到检查对象的第一检查位置期间,对于所有在该移动期间经过的潜在的检查位置确定和/或存储发送器参考电压。

12. 一种磁共振设备,具有能够通过磁共振设备的测量空间连续移动的患者卧榻、磁体、用于入射RF脉冲并接收回波信号的高频天线、包括梯度线圈的梯度系统和用于控制梯度线圈和低频天线的脉冲序列控制单元,其中,脉冲序列控制单元被构造为用于在患者卧榻连续移动期间产生按照权利要求1至8中任一项所述的脉冲序列;并且具有计算单元,其相应于按照权利要求9至11中任一项所述的方法控制磁共振设备的各个设备组件。

脉冲序列、确定翻转角的方法和调节发送器电压的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脉冲序列、一种用于确定在检查对象连续移动期间脉冲序列的至少一个RF脉冲的实际翻转角的方法、一种用于调节在检查对象连续移动期间用于RF脉冲的发送器电压的方法、一种磁共振设备、一种计算机程序产品和一种电子可读数据载体。

背景技术

[0002] 磁共振断层造影(MR断层造影)是在材料研究、药物开发和主要在医学诊断中被采用的成像方法。在磁共振断层造影中将检查对象置于均匀静态基本磁场 B_0 中。检查对象的核自旋(简称:自旋)与场平行取向。为了建立测量信号,特别是图像,通过入射高频脉冲(简称:RF脉冲,来自英语“radiofrequency pulse”)首先干扰该平衡状态。在返回到平衡状态的情况下所发射的场通过接通梯度场来位置编码并且利用一个或多个接收线圈接收。RF脉冲在此产生振幅调制的以载波频率振荡的所谓的 B_1 场,所述 B_1 场垂直于 B_0 场取向。RF脉冲的特征通过其带宽 Δf 、其持续时间 T 和其包络线的时间变化 $B_1(t)$ 来表示。自旋的磁化(其谐振频率位于RF脉冲的带宽之内)在RF脉冲的末端以角度

$$[0003] \quad \alpha = \gamma \int_{t_0}^{t_0+T} B_1(t) dt \quad (1)$$

[0004] 从平衡位置翻转。在此 t_0 是RF脉冲的接通时间并且回磁比(英语“gyromagnetic ratio”) γ 是取决于激励的核的物理常数。对于质子其值为 $\gamma = 2\pi 42.57 \text{MHz/T}$ 。

[0005] 角度 α (也称为倾角或翻转角)决定性地影响从接收的信号中所计算的图像的对比度和信号强度。如果没有达到或转过了由成像序列所要求的翻转角,则导致对比度和信号损失,其严重程度取决于所采用的序列技术。

[0006] 由RF脉冲所产生的 B_1 场不仅取决于高频放大器的可控输出电压(或通过发送线圈的电流),而且还取决于一个取决于检查对象的负载,例如在检查患者时的特定于患者的负载。因此为了精确确定翻转角需要对于每个检查对象和对于检查对象在基本磁场中的每个位置例如按照所谓的“发送器调节”确定高频放大器的输出电压,所述输出电压对于标准化的参考RF脉冲产生确定的 B_1 场和由此产生磁化的期望的翻转角 α 。“发送器调节”的结果在以下也称为发送器参考电压或简称为参考电压。如果检查对象是患者,则这样的确定在对检查进行测量的情况下对于每个患者并且理想地对于每个对于检查所采取的患者卧榻的位置和由此患者的位置进行。以下将患者也称为检查对象。对于其他检查对象类似地使用所述说明。

[0007] 对于其持续时间或其包络线 $B_1(t)$ 与参考RF脉冲的持续时间或包络线不同的RF脉冲,高频放大器的输出电压然后在利用等式1的条件下相对于参考电压进行缩放。

[0008] 对于发送器调节(以及必要时必须对患者个别地进行以确保期望的图像质量的其他调节测量)的时间开销被添加到总检查时间,并且由此被添加到MR检查的成本和患者通过检查所遭受的压力。

[0009] 现在如果在检查中利用患者卧榻的不同位置进行测量,也就是优化地多次对于每

个单个位置进行调节测量。为此必须先后驶过各个单个位置并且为了调节测量而停住患者卧榻,这是极费时的并且由此是没有吸引力的。例如在所谓的多步骤(英语“multi-step”)全身或部分身体检查中并且特别是在这样的检查中就是这样,在所述检查中在连续移动患者卧榻期间进行测量(例如作为“move during scan”(MDS),“continuously moving table MRI”(CMT)以及“syngo TimCT”(Siemens)公知)。

[0010] 在此,调节测量被理解为特定于患者地并且必要时特定于患者卧榻地进行的所有测量,以便能够进行MR系统与特定负载的精细调谐。所述测量除了上面已经讨论的发送器调节之外通常还包括:线圈的调谐(英语“coil tuning”),用于平衡患者对通过线圈形成的振荡电路的电感、电容和电阻的影响;频率调节,用于将RF载波或中频(英语“center frequency”)与考察的核(通常是自由的水)的谐振频率调谐;和所谓的“匀场调节”,用于根据可能性重新建立通过待检查的人或通过待检查的检查对象干扰的磁场的均匀性。

[0011] 在关于在连续移动患者卧榻期间进行的MS测量的大量出版物中,完全弃用特定于患者的调节测量。取而代之,对于取决于负载的调节值例如援引根据取决于患者的系统值或经验确定的经验值,并且因此接受图像质量限制。一个例外是A. Shankaranarayanan和J. Brittain的工作“Continuous Adjustment of Calibration Values for Improved Image Quality in Continuously Moving Table Imaging”.*Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 11 (2004), #103。作者描述了在连续移动期间调节值的改变。在此所使用的调节值在实际测量之前静止地、也就是卧榻静止时在16个位置分布地关于整个身体按照所谓的“预扫描”来确定。

[0012] 公知的调节方法静止地通常是迭代地进行,即,首先选择一个开始电压并且借助该方法确定由此实现的翻转角。如果翻转角极大地偏离参考RF脉冲的额定翻转角(例如 180° 或 90°),则在使用前面的迭代步骤测量的翻转角和额定翻转角的条件下外推一个新的发送器电压并且利用这样确定的发送器电压重复该方法。当在测量的翻转角和额定翻转角之间的偏差低于一个确定的阈值时,迭代结束。

[0013] 例如从专利文献US 7145338B2中已经公知一种在连续移动患者卧榻期间的发送器调节,由此可以回避上面描述的问题,即,对于调节测量必须先后驶过所有的单个位置并且停住患者卧榻。

[0014] 这样的方法可以在西门子的用于在连续移动患者卧榻期间进行测量的MR检查的磁共振设备中被采用。在此,不是静止地迭代地,而是将借助开始电压、额定翻转角和测量的翻转角外推的发送器电压置为等于发送器参考电压。原因是,由于连续移动,负载在单个迭代步骤之间也会改变(并且由此假定不能收敛),并且每个调节测量的持续时间必须为恒定,以便在患者卧榻恒定速度的情况下实现发送器参考电压的预先给定的位置分辨率作为卧榻位置的函数。

[0015] 用于发送器调节的公知方法借助例如在图1中示出的由三个RF脉冲组成的序列,确定为了实现期望的参考RF脉冲所需的高频放大器的输出电压。

[0016] 该方法基于首次由Peter van der Meulen和Gerrit H. van Yperen 1986年在第五届SMRM年会(5th Annual Meeting of SMRM)中提出(Peter van der Meulen和Gerrit H. van Yperen in “A novel method for rapid pulse angle optimisation”.*Proceedings of the 5th Annual Meeting of SMRM* 5th Annual Meeting of SMRM;

(1986).p.1129)并且作为美国专利号4814708被授予专利。其采用具有三个RF脉冲的脉冲序列,如在图1和2中所示和以下将描述的那样。

[0017] α_1 是第一RF脉冲的翻转角、 α_2 是第二RF脉冲的翻转角并且 α_3 是第三RF脉冲的翻转角,以及 τ_1 是在第一和第二RF脉冲之间的时间间隔并且 τ_2 是在第二和第三RF脉冲之间的时间间隔,因此获得直到五个回波E1、S1、E2、E3、E4(参见图1),特别是在第二RF脉冲之后的时间 τ_1 的第一自旋回波和在第三RF脉冲之后的时间 τ_1 的激励的回波S1。

[0018] 回波的强度作为翻转角 α_1 至 α_3 以及检查的组织的弛豫时间T1和T2的函数可以简单地分析地计算。对于第一自旋回波的强度 I_{E1} 的结果例如是:

$$[0019] \quad I_{E1} = M_z^0 \sin(\alpha_1) \sin^2\left(\frac{\alpha_2}{2}\right) e^{-\frac{2\tau_1}{T_2}} \quad (2)$$

[0020] 激励的回波的强度 I_{S1} 为:

$$[0021] \quad I_{S1} = \frac{1}{2} M_z^0 \sin(\alpha_1) \sin(\alpha_2) \sin(\alpha_3) e^{-\frac{\tau_2}{T_1}} e^{-\frac{2\tau_1}{T_2}} \quad (3)$$

[0022] 在此 M_z^0 是处于热平衡中的磁化的值。

[0023] 因为翻转角 α_1 、 α_2 、 α_3 的相对值通过按顺序施加RF脉冲而是可以调节的(例如通过否则是相同的RF脉冲的持续时间),所以可以通过测量至少两个回波的强度确定所寻求的翻转角绝对值。例如Van der Meulen和van Yperen选择所有三个翻转角等于 $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3 = \alpha$ 并且在如图2所示在z方向上恒定的梯度条件下测量第一自旋回波的强度和激励的回波的强度。然后借助等式2和3根据强度比 I_{S1}/I_{E1} 得到所寻求的翻转角绝对值:

$$[0024] \quad \frac{I_{S1}}{I_{E1}} = \frac{\frac{1}{2} \sin^2(\alpha) e^{-\frac{\tau_2}{T_1}}}{\sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)} = \frac{\sin^2(\alpha) e^{-\frac{\tau_2}{T_1}}}{1 - \cos(\alpha)} = \frac{1 - \cos^2(\alpha) e^{-\frac{\tau_2}{T_1}}}{1 - \cos(\alpha)} = (1 + \cos(\alpha)) e^{-\frac{\tau_2}{T_1}}$$

[0025] 也就是:

$$[0026] \quad \alpha = \arccos\left(\frac{I_{S1}}{I_{E1}} e^{\frac{\tau_2}{T_1}} - 1\right) \quad (4)$$

[0027] 在z方向(基本磁场B0的方向)上的恒定梯度 G_z 具有多个功能:在RF激励期间其用作层选择梯度,该层选择梯度在z方向上限制激励体积。该限制在此取决于梯度的振幅和采用的RF脉冲的带宽 Δf 。在信号接收期间梯度 G_z 用作为读出梯度,该读出梯度沿着z方向对回波信号频率编码。在两个回波信号E1和S1的一维离散复数傅里叶变换之后,由此分别获得一个沿着z方向的一维复数层轮廓(Schichtprofil) $P_{S1}(z)$ 以及 $P_{E1}(z)$ 。在等式4中通常对于 $I_{S1} = |P_{S1}(z_0)|$ 以及 $I_{E1} = |P_{E1}(z_0)|$ 采用各个层轮廓的中央像素的强度的数值。这意味着,确定强度在激励体积中心 z_0 中的平均翻转角。之所以是“平均翻转角”,因为由于沿着两个其他空间方向的移动的缺少的位置分辨率,沿着这两个方向的回波信号固有地复数地被积分(并且由此被平均)。相应地,对于等式4中的T1值,也采用在投影体积中的组织的平均T1值。

[0028] 在DE 10 2005 061 567B3中使用了一种在静止测量情况下用于发送器调节的方法的修改的版本。在此将第二RF脉冲的翻转角选择得如第一和第三RF脉冲的翻转角的双倍大小,即, $\alpha_1 = \alpha_3 = \alpha$ 和 $\alpha_2 = 2\alpha$ 。所求的翻转角 α 从以下等式5中确定:

$$[0029] \quad \cos(\alpha) = \frac{P_{E1}(z_0) \cdot P_{S1}(z_0)}{|P_{E1}(z_0)|^2} e^{\frac{\tau_2}{T_1}} \quad (5)$$

[0030] 由于在等式(5)中复数相乘,该方法由此是相位敏感的。

[0031] 另一种在静止测量情况下用于调节发送器电压的方法例如在Perman et.al.“A Method for Correctly Setting the RF flip angle”,MRM9:16-24(1989)中描述。在那里同样使用图1所示用于在z方向上恒定梯度条件下产生回波E1、S1、E2、E3和E4的三个RF脉冲的序列,然而在那里不是根据第一回波E1和激励的回波S1,而是仅根据第三回波E3来确定为了产生90°以及180°RF脉冲所需的发送器电压。

[0032] 另一种在静止测量情况下用于调节发送器电压的方法在Carlson et al.“Rapid Radiofrequency Calibration in MRI”.MRM15:438-445(1990)中描述。在那里同样使用图1所示用于在z方向上恒定梯度条件下产生回波E1、S1、E2、E3和E4的序列,然而在那里根据在第三回波之后形成的回波S1、E2、E3和E4以及根据回波S1、E2和E4来确定发送器电压。

[0033] 所述方法对于静止测量很好地工作。然而,对于在利用连续移动患者卧榻进行测量的情况下调节发送器电压来说其不能提供同样令人满意的结果。

发明内容

[0034] 由此本发明要解决的技术问题是,提供一种脉冲序列、一种用于确定脉冲序列的实际翻转角的方法、一种对于脉冲序列的RF脉冲用于调节发送器电压的方法、一种磁共振设备、一种计算机程序产品和一种电子可读数据载体,其在患者卧榻和由此检查对象连续移动期间允许对于患者卧榻的一系列位置可靠确定取决于负载的参数。

[0035] 本发明基于以下思路:

[0036] 以下考察在时刻 $t_0=0$ 由激励脉冲RF1翻转到横切平面中并且以恒定速度 v_z 沿着时间上改变的梯度场 $G_z(t)$ 运动的自旋系综(Spinensemble)的一维运动。在此z轴的零点与梯度的对称中心重合。如果 z_0 是自旋系综在时刻 t_0 的位置,由此在稍后的时刻 $z(t)$ 的位置是:

$$[0037] \quad z(t) = z_0 + v_z(t - t_0)。$$

[0038] 由于梯度场 $G_z(t)$ 而积累的自旋系综的相位在时间 t 为:

$$[0039] \quad \varphi(t) = \gamma \int_{t_0}^t G_z(\tilde{t}) z(\tilde{t}) d\tilde{t} = \gamma \int_{t_0}^t G_z(\tilde{t}) (z_0 + v_z \tilde{t}) d\tilde{t} \quad (6)$$

[0040] 等式6通常作为梯度方案的矩的函数来描述:

$$[0041] \quad \varphi(t) = \gamma m_0(t) z_0 + \gamma m_1(t) v_z, \quad (7)$$

[0042] 其中所谓的梯度方案的第 n 阶矩 $m_n(t)$ 通过如下给出:

$$[0043] \quad m_n(t) = \int_{t_0}^t G_z(\tilde{t}) \tilde{t}^n d\tilde{t} \quad (8)$$

[0044] 在自旋回波序列情况下还要附加地注意,每个重聚焦RF脉冲将在其Isodelay(等延迟)点之前被积累的相位的符号反相。在此,对称重聚焦脉冲的Isodelay点与其中点重合。

[0045] 在回波的时刻的积累的相位是具有特别的意义的。

[0046] 如果现在特别地考察图2的调节序列并且借助等式7计算在第一自旋回波E1的时刻 $t=2\tau_1$ 和在激励的回波S1的时刻 $t=2\tau_1+\tau_2$ 在位置 $z(t)$ 的自旋系综的积累的相位,则得出,第0阶矩和由此等式7中第一项在回波E1和S1的时刻分别是零。

[0047] 对于自旋回波E1,这点是很清楚的:通过第二RF脉冲RF2对第一RF脉冲RF1的FID重聚焦,形成第一自旋回波E1。在第一RF脉冲RF1和重聚焦脉冲RF2之间被积累的第0阶矩,具有与在RF2和自旋回波E1之间被积累的第0阶矩相同的数值 $G_z\tau_1$ 。两个数值的符号相反,因此和为零。在此,FID(英语“free induction decay,自由感应衰减”)表示由单个RF脉冲感应的自旋系统的瞬态信号。

[0048] 激励的回波S1由所有三个RF脉冲RF1、RF2和RF3共同作用形成。第一RF脉冲RF1在此又作为激励脉冲工作,所述激励脉冲将自旋系综的磁化翻转到横切平面中。第二RF脉冲RF2在发生自旋的回波时作为所谓的“恢复脉冲”工作,即其将横切的磁化的一部分翻转回到纵向方向上,其然后由第三RF脉冲RF3又翻转到横切的平面。人们称,该磁化在第二和第三RF脉冲之间在纵向方向上存储,因为其作为纵向磁化不受梯度场影响并且也仅经受缓慢的T1弛豫。由此直接在第三RF脉冲RF3之后,磁化具有与直接在第二RF脉冲RF2之前相同的数值和相反的符号。在第三RF脉冲RF3和激励的回波S1之间积累的第0阶矩因此又消除在第一和第二RF脉冲之间积累的矩。

[0049] 第一阶矩的情况不同,因为在此时间不是线性而是平方的:

[0050] 在第一自旋回波E1的时刻 $t=2\tau_1$ 从等式8获得:

$$[0051] \quad m_1(2\tau_1) = -\int_0^{\tau_1} G_z \tilde{t} \, d\tilde{t} + \int_{\tau_1}^{2\tau_1} G_z \tilde{t} \, d\tilde{t} = -\frac{1}{2} G_z \tau_1^2 + \frac{1}{2} G_z (4\tau_1^2 - \tau_1^2) = G_z \tau_1^2 \quad (9)$$

[0052] 在此,时间轴的原点选择在第一RF脉冲RF1的Isodelay点,其在SINC和矩形脉冲(也就是对称RF脉冲)的情况下以良好近似与RF脉冲的中点重合。

[0053] 在激励的回波S1的时刻 $t=2\tau_1+\tau_2$ 从等式8又获得:

$$[0054] \quad m_1(2\tau_1) = -\int_0^{\tau_1} G_z \tilde{t} \, d\tilde{t} + \int_{\tau_1+\tau_2}^{2\tau_1+\tau_2} G_z \tilde{t} \, d\tilde{t} = -\frac{1}{2} G_z \tau_1^2 + \frac{1}{2} G_z [(2\tau_1 + \tau_2)^2 - (\tau_1 + \tau_2)^2] =$$

$$[0055] \quad = G_z (\tau_1^2 + \tau_1 \tau_2) \quad (10)$$

[0056] 也就是在第一自旋回波E1和激励的回波S1的时刻的第一阶矩不等于零并且互不相同。如果再次考察等式7,则可以看出,第一阶矩对于静止的自旋系统($v_z=0$)不提供相位份额。

[0057] 由此,以下假设是本发明的基础:用于发送器调节的公知方法在患者卧榻连续移动期间无效(Nichtfunktionieren)的原因是附加的相位,自旋由于患者卧榻的移动而积累所述附加的相位。

[0058] 由此,在连续移动患者卧榻情况下的调节方法的问题可以简单地通过如下来消除,即,在卧榻移动方向上不接通梯度。然而这一点意味着调节方法的基本修改,因为例如发送线圈的B1曲线也是取决于方向的。

[0059] 用于消除该问题的另一种可能性是,在卧榻移动方向上的梯度方案通过这样的来代替,其第零阶和第一阶矩在分别对于调节读出的回波的时刻消失。这一点在保留调节方法的原理的条件下通过按照本发明修改调节序列来实现。

[0060] 按照本发明的脉冲序列产生至少一个回波信号,从该回波信号中可以确定在连续移动检查对象的情况下实际上以序列的至少一个RF脉冲实现的翻转角,并且包括在检查对象连续移动的方向上的梯度方案,该梯度方案这样构造,使得其第一阶矩在每个对于确定

翻转角而使用的回波信号的时刻消失。

[0061] 通过梯度方案的第1阶矩在回波的时刻消失,由于连续移动产生的自旋的不期望的相位积累得到有效抑制,由此避免了不期望的相位效应,所述相位效应会导致回波信号的去相位并且由于未知的场分布而不可能对其进行后来的计算校正。

[0062] 脉冲序列的RF脉冲在此既可以是选择性的也可以是非选择性的。

[0063] 在一个简单的实施例中,脉冲序列包括至少三个RF脉冲,其被这样入射,使得可以产生至少两个并且直到五个回波信号。这样的脉冲序列产生回波信号,利用所述回波信号以简单方式可以确定脉冲序列的至少一个RF脉冲的实际翻转角。

[0064] 在一个实施例中,脉冲序列的梯度方案在与检查对象连续移动的方向垂直的方向上包括用于抑制不期望的信号的抑制信号梯度(Crushegradienten)。

[0065] 用于确定脉冲序列的至少一个RF脉冲在MR测量(MR:Magnetresonanz,磁共振)期间在检查对象连续移动通过测量空间的条件下达到的实际翻转角的按照本发明的方法,包括步骤:

[0066] -在检查对象连续移动的情况下实施脉冲序列,其中脉冲序列包括至少一个RF脉冲,

[0067] -采集MR序列的至少一个回波信号,

[0068] -基于所采集的回波信号确定脉冲序列的至少一个RF脉冲的实际达到的翻转角,

[0069] 其中,MR序列的在检查对象移动方向上的梯度方案这样构造,使得第一阶矩在所采集的回波的回波时刻消失。

[0070] 如上面已经关于脉冲序列描述的那样,在检查对象移动方向上的梯度方案的第一阶矩在回波时刻的消失,避免了由于移动导致的自旋的附加的相位积累并且由此实现了翻转角的鲁棒确定。

[0071] 用于调节RF脉冲的发送器电压的按照本发明的方法,从按照上述方法所确定的翻转角中在检查对象连续移动通过测量空间的情况下关于检查对象的瞬时位置,确定对于参考RF脉冲的发送器参考电压。

[0072] 按照本发明的磁共振设备包括:可以通过磁共振设备的测量空间连续移动的患者卧榻;磁体;用于入射RF脉冲并接收回波信号的高频天线;包括梯度线圈的梯度系统和用于控制梯度线圈和高频天线的脉冲序列控制单元,其中该脉冲序列控制单元构造为用于在患者卧榻连续移动期间产生上面描述的脉冲序列;并且具有计算单元,其相应于上面描述的方法控制磁共振设备的单个设备组件。

[0073] 按照本发明的计算机程序产品包括程序并且可以直接加载到磁共振设备的可编程计算单元的存储器中,具有程序装置,用于当程序在磁共振设备的计算单元中被运行时,利用磁共振设备产生上述脉冲信号和/或执行上述方法的所有步骤。

[0074] 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,所述电子可读控制信息构造为在磁共振设备的计算单元中使用上述数据载体的情况下利用磁共振设备产生上述脉冲信号和/或执行上述方法。

[0075] 关于脉冲信号和用于确定脉冲序列的至少一个RF脉冲的实际翻转角的方法,在MR测量期间在检查对象连续移动通过测量空间的条件下所描述的类似地也适合于按照本发明的用于调节RF脉冲的发送器电压的方法,按照本发明的磁共振设备,按照本发明的

计算机程序产品和按照本发明的电子可读数据载体。

附图说明

[0076] 本发明的其他优点和细节从以下描述的实施例以及根据附图得出。其中，

[0077] 图1示出了用于产生直到五个回波信号的公知序列的示意图，

[0078] 图2示出了例如由Meulen等人如上所述利用的公知脉冲序列，用以确定利用特定发送器电压达到的翻转角 α ，

[0079] 图3举例示出了用于翻转角的按照本发明的确定方法的实施例的按照本发明的序列，

[0080] 图4举例示出了用于翻转角的按照本发明的确定方法的实施例的另一个按照本发明的序列，

[0081] 图5举例示出了用于翻转角的按照本发明的确定方法的实施例的另一个按照本发明的序列，

[0082] 图6举例示出了用于翻转角的按照本发明的确定方法的实施例的另一个按照本发明的序列，

[0083] 图7示出了按照本发明的方法的示意性流程图，

[0084] 图8示出了磁共振设备的示意性结构，利用该磁共振设备执行按照本发明的方法，

[0085] 图9示出了利用按照本发明的方法达到的调节值的例子。

具体实施方式

[0086] 图1示出了用于产生直到五个回波信号的公知序列的示意图。在此以时间间隔 τ_1 入射具有翻转角 α_1 的第一RF脉冲(α_1 脉冲)和具有翻转角 α_2 的第二RF脉冲(α_2 脉冲)，以便在第一RF脉冲(α_1 脉冲)之后的时刻 $2\tau_1$ 产生第一RF脉冲的FID(FID:自由感应衰减,英语:“free induction decay”)的自旋回波 E_1 。然后在 α_1 脉冲之后的时间 $\tau_1+\tau_2$ 入射具有翻转角 α_3 的第三RF脉冲(α_3 脉冲)。

[0087] 在假定 $\tau_2 > 2\tau_1$ 的条件下,分别在时间 $2\tau_1+\tau_2$ 、 $2\tau_2$ 、 $\tau_1+2\tau_2$ 和 $2(\tau_1+\tau_2)$ 形成回波信号 S_1 、 E_2 、 E_3 和 E_4 。 S_1 是所谓的激励的回波。 E_2 是由回波 E_1 通过 α_3 脉冲重聚焦形成的自旋回波。 E_3 由 α_2 脉冲的FID通过 α_3 脉冲重聚焦形成,而 E_4 由 α_1 脉冲的FID通过 α_3 脉冲重聚焦形成。

[0088] 图2示出了如例如由Meulen等人如上所述利用的公知脉冲序列,用于确定利用特定发送器电压达到的翻转角 α 。与图1不同,此处RF脉冲和回波信号一起在一个共同的行中(标记为“RF”的上面的行)并且在第二行中给出在 z 方向上的对应的梯度 G_z 。

[0089] 图3举例示出了用于翻转角的按照本发明的确定方法的特别简练的实施例的按照本发明的序列,其采用由三个RF脉冲组成的序列,并且其读出第一自旋回波 E_1 以及激励的回波 S_1 。

[0090] 与图2中示出的序列不同,此处在此在卧榻移动方向上的梯度 G_z 有利地包括五个具有正的振幅 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 、 P_5 的梯形的梯度和四个具有负的振幅 N_1 、 N_2 、 N_3 、 N_4 的梯形的梯度。

[0091] 在检查对象连续移动方向上(此处: z 方向)接通的正的梯形梯度用于在RF入射期间的层选择或作为待读出的回波信号的读出梯度。在图3的实施例中所有正的梯度具有相

同的平顶振幅。“平顶”的概念在MR技术中对于梯形梯度的短的上底使用并且有时也称为“Plateau, 稳定状态”。梯形梯度的侧边上升或下降的边称为“斜坡”。

[0092] 脉冲序列的第二和第三RF脉冲 α_2 和 α_3 的层选择梯度的平顶的持续时间和回波E1的读出梯度的平顶的持续时间在图3中示出的实施方式中同样长。RF脉冲 α_2 和 α_3 的Isodelay时刻在时间上与各个层选择梯度的平顶中点重合。回波E1的中心在时间上相应地与第一读出梯度P3的中点重合。第一RF脉冲的Isodelay时刻之后的第一RF脉冲 α_1 的层选择梯度的平顶的持续时间与其Isodelay时刻之前第二RF脉冲的平顶持续时间正好一样长。第二读出脉冲P5直到激励的回波S1的平顶持续时间同样与从其Isodelay时刻起第三RF脉冲 α_3 的层选择梯度P4的平顶持续时间重合。

[0093] 虽然第一RF脉冲 α_1 的层选择梯度此处在选择图示中并且在后面的附图中与也其他RF脉冲一致,但是对于第一RF脉冲 α_1 也相对自由选择与层选择梯度不同的形状。同样可以考虑,脉冲序列的RF脉冲不具有检查对象的连续移动方向上的层选择梯度。然而条件“第一阶矩在各个对于确定翻转角所使用的回波时间消失”在任何情况下都必须保持。在一种未示出的实施例中根本不接通在检查对象的连续移动方向上的梯度($G_z=0$),这同样满足提到的条件。

[0094] 由此这样构造梯形梯度,使得层选择梯度的平顶持续时间从所属的RF脉冲例如 α_2 的Isodelay时刻开始,与直接跟随的读出梯度的平顶持续时间直到所属的回波例如E1的时刻一致。附加地,层选择梯度的右斜坡的持续时间选择为等于直接跟随的读出梯度的左斜坡的持续时间。

[0095] 同样,读出梯度的平顶持续时间从所属的回波例如E1的时刻起,与直接跟随的层选择梯度的平顶持续时间直到所属的RF脉冲例如 α_3 的Isodelay时刻一致。附加地,读出梯度的右斜坡的持续时间选择为等于直接跟随的层选择梯度的左斜坡的持续时间。

[0096] 在后面关于图5和6示出的实施例中,读出梯度的平顶持续时间从所属的回波例如图5中的S1、E1或E3的时刻起,与直接跟随的读出梯度的平顶持续时间直到所属的回波例如图5中的E2、E3或E4的时刻一致,其中读出梯度的右斜坡的持续时间等于直接跟随的读出梯度的左斜坡的持续时间。

[0097] 通过梯度振幅、平顶持续时间和斜坡时间的所述选择,分别将由自旋通过两个相邻的正的(半)梯度,也称为“半正相邻梯度”的(参见以下),在由RF脉冲的Isodelay时刻和待读出的回波的回波时间构成的组中的直接跟随的时刻之间获取的第0阶和第1阶矩,通过对称的负的梯形梯度来补偿,其对称中心在时间上位于在各个直接跟随的Isodelay点或回波的时刻之间的中点。由此,所示出的梯度方案以特别简练的方式满足条件,即,在检查对象连续移动的方向上的梯度的第1阶矩在所记录的回波信号的时刻消失。

[0098] 参考图3进一步解释:直到最后记录的回波,此处是自旋回波S1,分别在正梯度P1、P2、P3、P4、P5之后跟随负梯度N1、N2、N3、N4,并且反之亦然。所有正梯度P1、P2、P3、P4、P5具有相同的振幅和相同长的平顶。每个正梯度P1、P2、P3、P4、P5的平顶的各自的中点或者与三个RF脉冲之一的Isodelay点(在对称RF脉冲的情况下,Isodelay点相应于RF脉冲的对称中心)一致或者与两个回波之一一致。负梯度N1、N2、N3、N4的设计是对称的并且是这样的,即,第0阶矩的数值等于在左边相邻梯度的平顶中心与其末端之间积累的第0阶矩,和在右边相邻梯度的开始与其平顶中点之间获取的矩(以下也称为“半正相邻梯度”)之和。由此在两个

相互跟随的正梯度的中点之间积累的第0阶矩等于零。

[0099] 这点在图3中示例性通过在第一自旋回波E1与第三RF脉冲 α_3 的Isodelay点之间的梯度P3、N3和P4的阴影面积表示,其满足该条件。也就是说,在P3和P4下的阴影面积之和的数值相应于在N3下的阴影面积的数值,由此它们由于其相反的符号而被互相抵消并且在整个阴影面积上(并且在两个相互跟随的正的梯度的中点之间的其他子区域中)积累的第0阶矩相加为零。

[0100] 此外,每个负梯度N1、N2、N3、N4的对称中心与刚才定义的“半正相邻梯度”的重心一致。由此,由两个正半梯度和位于其间的负梯度形成的梯度子方案是对称的。

[0101] 由此特别简练地实现了,第0阶和第1阶矩在RF脉冲 α_1 、 α_2 、 α_3 的各自的Isodelay点以及在回波E1和S1的各自的时刻都为零。

[0102] 对于第0阶矩,这点从设计本身得到,因为各自的第0阶矩如上所述互补。对于第1阶矩可以通过直接积分借助等式8来理解。但是也可以从如下规则得到,即,可以这样计算对称梯度方案的第1阶矩,就像整个第0阶矩集中于对称中心中(也参见Bernstein et al. J. Magn. Reson. Imaging 2:583-588):

[0103] $m_1 = m_0 \Delta t$ (对称梯度方案) (11)。

[0104] 在此 Δt 是在考察的梯度方案的对称中心和在需要第一阶矩 m_1 的时刻之间的时间间隔。

[0105] 如果现在在(关于激励RF脉冲 α_1 的)时刻 τ_1 (第二RF脉冲 α_2 的时刻)、 $2\tau_1$ (第一自旋回波E1的时刻)、 $\tau_1 + \tau_2$ (第三RF脉冲 α_3 的时刻)和 $2\tau_1 + \tau_2$ (激励的回波S1的时刻),将该规则连续应用于上面定义的由负梯度和两个邻接的半正相邻梯度组成的对称子方案,则根据等式11分别得到 $m_1 = 0$,因为子方案的第0阶矩分别为零($m_0 = 0$)。

[0106] 在图3中的第三行中还给出梯度 G_y ,其用作所谓的抑制信号梯度,其将第二RF脉冲 α_2 的FID在第一自旋回波E1之前或者将第三RF脉冲 α_3 的FID在激励的回波S1之前去相位,从而各自的FID分别对提到的回波信号不提供信号份额。不将第一RF脉冲 α_1 的FID借助抑制信号梯度去相位,因为否则的话不实现回波。

[0107] 梯度 G_y 的方向在此与卧榻的移动方向的方向(此处: z 方向)正交,在其他方面是任意的。正交条件确保,不会获得由于移动产生的相位。

[0108] 示出的抑制信号梯度 G_y 在此仅是示例性的。在图3中在第三RF脉冲 α_3 旁左边示出的抑制信号梯度(从左数第三抑制信号梯度)例如可以取消(但不是必须取消),只要在第三RF脉冲 α_3 之后仅读出激励的回波S1,因为自旋在该时刻纵向对齐,所述自旋的信号在后面形成激励的回波S1。在这种情况下甚至可以有利地将在图3中示出的第三抑制信号梯度取消,因为由此其他自旋回波E2、E3、E4(例如参见图1)在第三RF脉冲 α_3 之后被抑制,并且由此时间 τ_2 可以选择更短,而不会发生在其他回波E2、E3、E4与激励的回波S1之间的干涉。

[0109] 图4举例示出了用于按照本发明确定翻转角的方法的另一种特别简练的实施例的另一种按照本发明的序列,该方法采用由三个RF脉冲(也参见图1)组成的序列,并且该方法读出通过RF脉冲 α_1 、 α_2 和 α_3 产生的第三自旋回波E3。

[0110] 如上面已经参考Perman等人的出版物所解释的那样,可以借助由第二RF脉冲 α_2 的FID通过第三RF脉冲 α_3 的重聚焦在第三RF脉冲之后的时刻 τ_2 形成的第三自旋回波 α_3 ,确定 90° RF脉冲和 180° RF脉冲。为了按照本发明读出第三自旋回波E3而不是激励的回波S1(如图

3),与图3相比必须将第五正梯形梯度P5在时间上以 $\tau_2-\tau_1$ 向后移动并且将第四负梯度N4的对称中心移动到在第三RF脉冲 α_3 之后的时刻 $\tau_2/2$ 。可以在调整方案的情况下在第一阶矩在读出的回波E3消失的条件下取消第一自旋回波E1的读出梯度P3和其后跟随的负梯度N3。

[0111] 负梯度N2和N4的振幅可以比按照图3的负梯度减小并且为此其时间长度被放大,只要这一点以如下方式发生,即,第0阶矩不改变,如在图4中示例性关于负梯度N4一次作为按照图3的虚线曲线N4'并且一次作为具有更小振幅和更大时间长度的实线曲线N4示出的。

[0112] 同样在此可以将合适的抑制信号梯度在与检查对象连续移动的方向垂直的方向上接通。示出的抑制信号梯度仅是一种可能的例子。

[0113] 图5举例示出了用于按照本发明确定翻转角的方法的另一实施例的另一种按照本发明的序列,该方法采用由三个RF脉冲(也参见图1)组成的序列,并且该方法读出在第三RF脉冲 α_3 之后形成的通过RF脉冲 α_1 、 α_2 和 α_3 所产生的回波S1、E2、E3、E4。

[0114] 如上面已经参考Carlson等人的出版物所解释的那样,可以借助在第三RF脉冲 α_3 之后的时刻 τ_1 所激励的回波S1和在第三RF脉冲 α_3 之后的时刻 $\tau_2-\tau_1$ 的跟随的自旋回波E2、在第三RF脉冲 α_3 之后的时刻 τ_2 的E3和在第三RF脉冲之后的时刻 $\tau_2+\tau_1$ 的E4,来确定利用RF脉冲达到的翻转角。

[0115] 对于按照本发明的方法又必须将梯度接通在z方向上(检查对象被移动的方向)按照本发明调整(参考如关于图3给出的条件)。此外例如与图3相比,必须增补三个另外的正读出梯度(例如又具有与已经存在的读出梯度相同的振幅和平顶持续时间),其对称中心在时间上与各个回波一致。如图4的情况,第一自旋回波E1的正读出梯度P3和其后跟随的负梯度N3被取消,因为第一自旋回波E1在该实施例中不被读出。

[0116] 为了补偿在两个回波之间累加的第0个和第1阶矩,在正梯度之间分别插入对称的负梯度,其对称中心分别与两个先后跟随的回波的时间中点,更精确:与其各自的回波时刻,一致。对于回波S1和E2、E2和E3或E3和E4,这点相应于分别在第三RF脉冲 α_3 之后的时间 $\frac{\tau_1+(\tau_2-\tau_1)}{2} = \frac{\tau_2}{2}$ 、 $\frac{(\tau_2-\tau_1)+\tau_2}{2} = \tau_2 - \frac{\tau_1}{2}$ 以及 $\frac{\tau_2+(\tau_2+\tau_1)}{2} = \tau_2 + \frac{\tau_1}{2}$ 。在此,每个负梯度的面积通过左半(正)相邻梯度的从回波中点(相应于前面的回波的回波时刻)直到末端的面积以及右半(正)相邻梯度的从开始直到回波中点(相应于后面的回波的回波时刻)的面积之和给出。

[0117] 在与z方向垂直的方向(此处是y方向)上在此还接通相应的抑制信号梯度,以便将第三RF脉冲或第二RF脉冲的FID去相位。所示出的抑制信号梯度在此仅是多种可能性中的一个例子。

[0118] 图6举例示出了按照本发明确定翻转角的方法的对上一个实施例修改的另一种按照本发明的序列,该方法采用由三个RF脉冲(也参见图1)组成的序列,并且该方法读出在第三RF脉冲 α_3 之后形成的通过RF脉冲 α_1 、 α_2 和 α_3 产生的回波S1、E2和E4,但是不如在上面提到的Carlson等人的文章第440页倒数第二段所建议的那样读出E3。

[0119] 在z方向上,也就是在检查对象被移动的方向上,又这样布置梯度,使得在每个RF脉冲 α_1 、 α_2 、 α_3 并且在每个读出的回波S1、E2、E4,接通相同振幅和相同的各个平顶持续时间的正梯度,并且在这些正梯度之间分别接通一个负梯度,这样使得在两个先后跟随的正梯度之间的中点之间的第0阶矩消失,并且在两个先后跟随的正梯度的中点之间的梯度镜像对称延伸。

[0120] 在与z方向垂直的方向(此处是y方向)上在此还接通相应的抑制信号梯度,其将否

则会干扰的信号去相位。示出的抑制信号梯度在此仅是示例性的。

[0121] 图7示出了按照本发明的方法的示意性流程图。在此开始连续移动检查对象通过磁共振设备(块101)。例如通过将患者卧榻以及位于上面的检查对象连续移动通过磁共振设备的测量体积。

[0122] 在连续移动检查对象期间实施脉冲序列,该脉冲序列产生至少一个回波信号,从该回波信号中可以确定实际上利用序列的至少一个RF脉冲达到的翻转角,并且其梯度方案在连续移动的方向上这样构造,使得其第一阶矩在每个对于确定翻转角所使用的回波信号的时刻消失(块102)。

[0123] 那些利用序列产生的回波信号被读出(块103),其在块104中被用于确定实际的翻转角。

[0124] 此外,根据确定的翻转角以公知方式确定发送器参考电压(块105),利用该发送器参考电压,在检查对象在磁共振设备中的考察的位置上的参考RF脉冲达到一个特定的翻转角,例如 90° 或 180° 。基于该信息可以以公知方式在后面的检查对象的检查中在相同位置上也对于其他翻转角调整发送器电压。

[0125] 所确定的翻转角和/或发送器参考电压可以进一步与所属的位置一起存储并且或者在例如操作控制台的显示设备上输出(块106)。

[0126] 重复步骤101至105,直到检查对象在磁共振设备中的所有感兴趣的位置都被经过或者直到连续移动不再能够继续,因为例如患者卧榻已经到达了其最大移动位置。在后者情况中该方法结束“结束”。

[0127] 特别地可以直接在检查对象置于患者卧榻之后,例如在患者卧榻被移动到检查对象的第一检查位置期间,就开始脉冲序列的实施和至少一个翻转角的确定,并且对于所有在该移动期间经过的“潜在的”检查位置确定和/或存储翻转角或发送器参考电压。如果后面在这些位置中的一个的附近实际上进行检查,则可以读出存储的值并且用于计算高频放大器的实际的输出电压。在此,在多个与当前的卧榻位置相邻的“网格点”之间可能出现对于以翻转角或发送器参考电压形式的调节结果的平均。由此节省了用于否则要单独执行的调节测量的时间并且相应缩短了检查持续时间。利用该检查持续时间,降低了用于检查的成本和患者由于检查而处于的压力。例如如果这样进行患者放置,使得其头部朝前被移动到磁体中并且从头到脚的方向经过各个检查位置,则可以在最初移动时确定所有对于检查来说所必须的调节测量。当检查包括大量不同的卧榻位置时,这点是特别有意义的。例如在所谓的全身检查和在所谓的Isocenter-Screening中出现特别大数量的不同的卧榻位置。在后者情况下试图通过定位当前测量的层堆(或当前测量的层)在磁体的对称中心中获得最佳图像质量。此外在采用具有z方向上短尺寸的MR系统的情况下(英语“Short bore system”),该MR系统可以提高患者舒适性并且可以检查一些幽闭恐怖症的患者,通常不同的卧榻位置的数量比常规MR系统中的相应检查有所提高。

[0128] 图9示出了借助图3的本发明方法在以50mm/s连续移动患者卧榻期间所确定的对于发送器参考电压“TraU”的值(菱形),与静止地按照现有技术迭代地确定的取决于对患者P进行测量的位置“Pos”的值(圆形)的比较。发送器参考电压“TraU”在此是为了实现具有矩形参考RF脉冲以及一毫秒持续时间的 180° 脉冲所需的发送器电压。尽管发送器参考电压的确定根据本发明方法不是迭代地进行,但是结果很好地一致。

[0129] 图8示意性示出了具有其主要组件的磁共振设备1的结构。为了借助磁共振成像来检查身体,将不同的在其时间和空间特征上最精确地相互调谐的磁场入射到患者。

[0130] 在高频技术屏蔽的测量室3中布置的强磁体(通常是具有通道形开口的低温磁体5)产生静态强主磁场7,其通常为0.2特斯拉至7特斯拉或更高。检查对象、即待检查的身体或身体部位(此处作为患者P示出)被置于可以连续通过磁共振设备的测量空间移动的患者卧榻9上并且被移动到主磁场7的均匀区域中(测量空间)。

[0131] 身体的核自旋的激励通过磁高频脉冲(RF脉冲)进行,其通过此处作为身体线圈13示出的高频天线入射。高频激励脉冲由脉冲产生单元15产生,脉冲产生单元15由脉冲序列控制单元17控制。在通过高频放大器19放大之后其被传输到高频天线。此处示出的高频系统仅示意性表示。通常在磁共振设备1中采用多于一个的脉冲产生单元15、多于一个的高频放大器19和多个高频天线。

[0132] 此外,磁共振设备1具有梯度线圈21、利用所述梯度线圈在测量时入射例如用于选择性层激励和用于测量信号的位置编码的磁梯度场。梯度线圈21由梯度线圈控制单元23控制,所述梯度线圈控制单元同样如脉冲产生单元15那样与脉冲序列控制单元17相连。脉冲序列控制单元17这样构造,使得可以产生按照本发明的脉冲序列。

[0133] 从激励的核自旋发出的信号由身体线圈13和/或局部线圈装置25接收,通过对应的高频预放大器27放大并且由接收单元29进一步处理和数字化。

[0134] 在既可以以发送模式也可以以接收模式运行的线圈的情况下,例如身体线圈13,通过连接在前的发送-接收转接器39调节正确的信号传输。

[0135] 图像处理单元31从测量数据中产生图像,该图像通过操作控制台33被显示给用户和/或被存储在存储单元35中。中央的计算单元37特别是在拍摄测量数据期间控制各个设备组件。中央的计算单元37在此这样构造,使得可以实现患者卧榻9的移动和按照本发明的脉冲序列,并且可以执行按照本发明的方法。此外例如可以将按照本发明的计算机程序可执行地加载或包括到计算单元37中。该计算机程序产品可以存储在电子可读数据载体,例如DVD 39中,从而该计算机程序产品可以由中央的计算单元37从DVD 39中读取并执行。

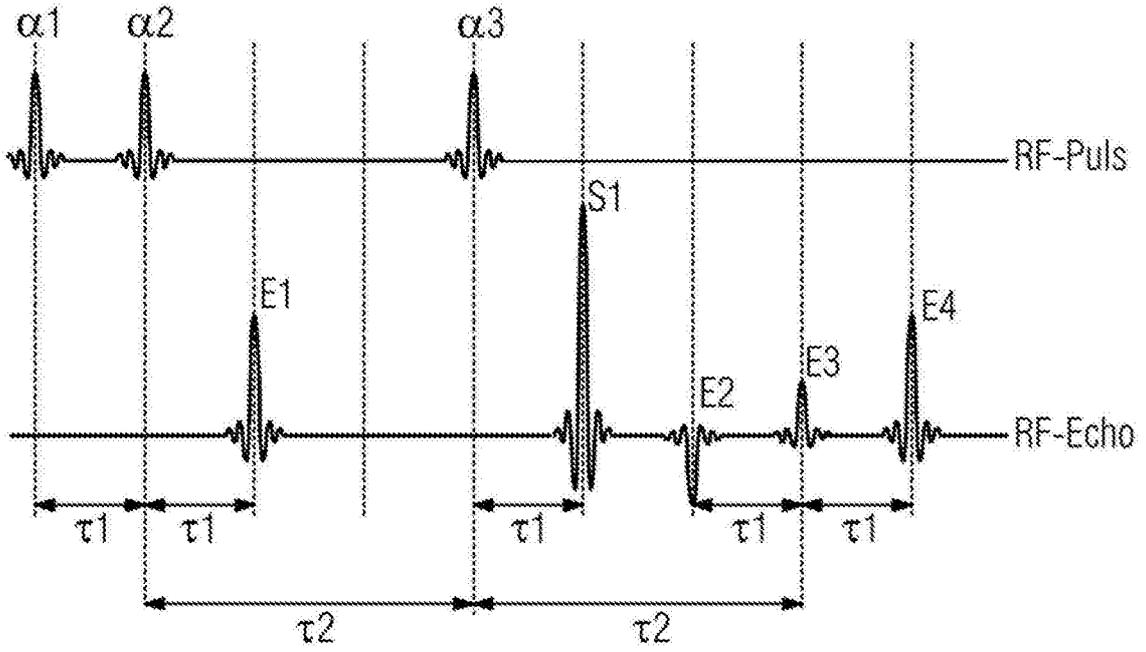


图1

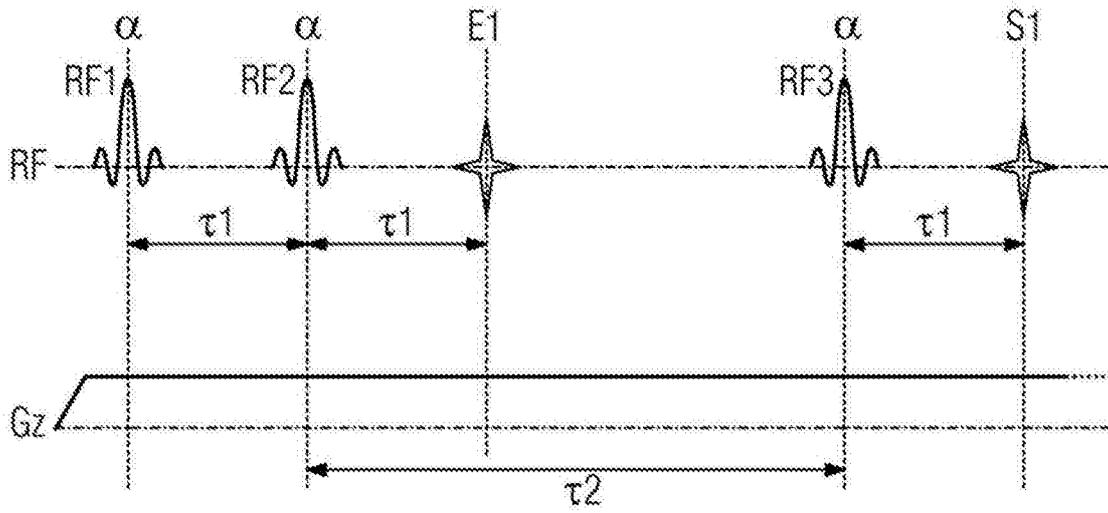


图2

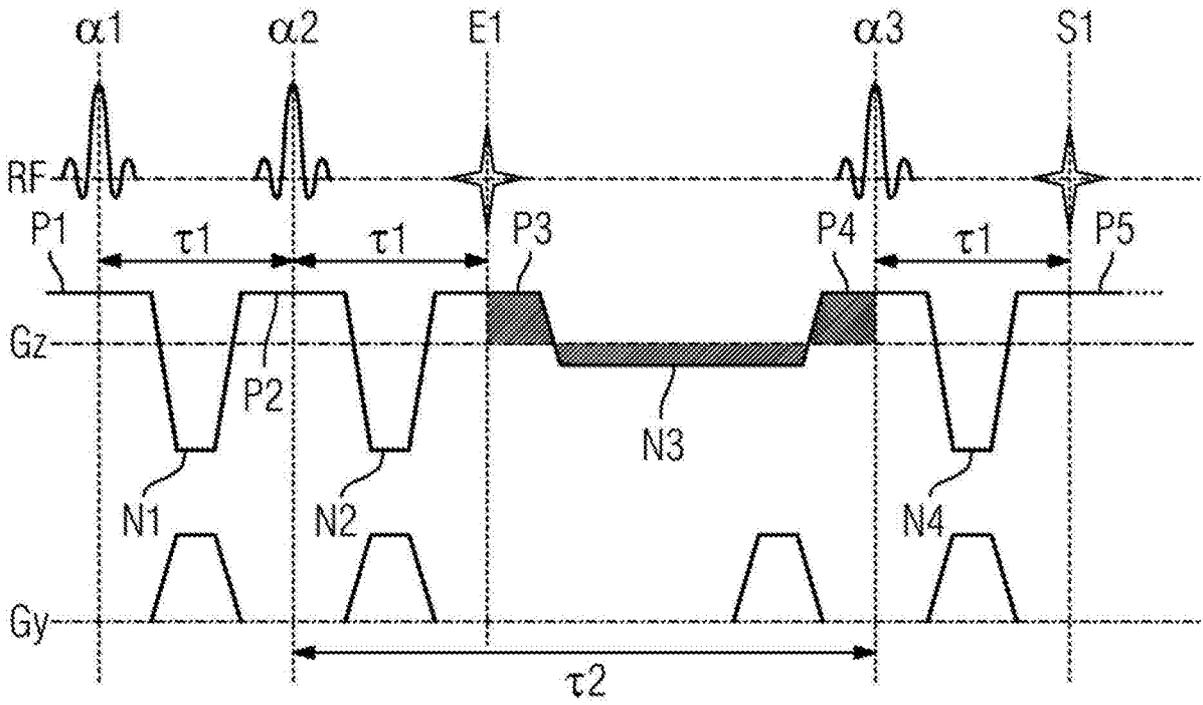


图3

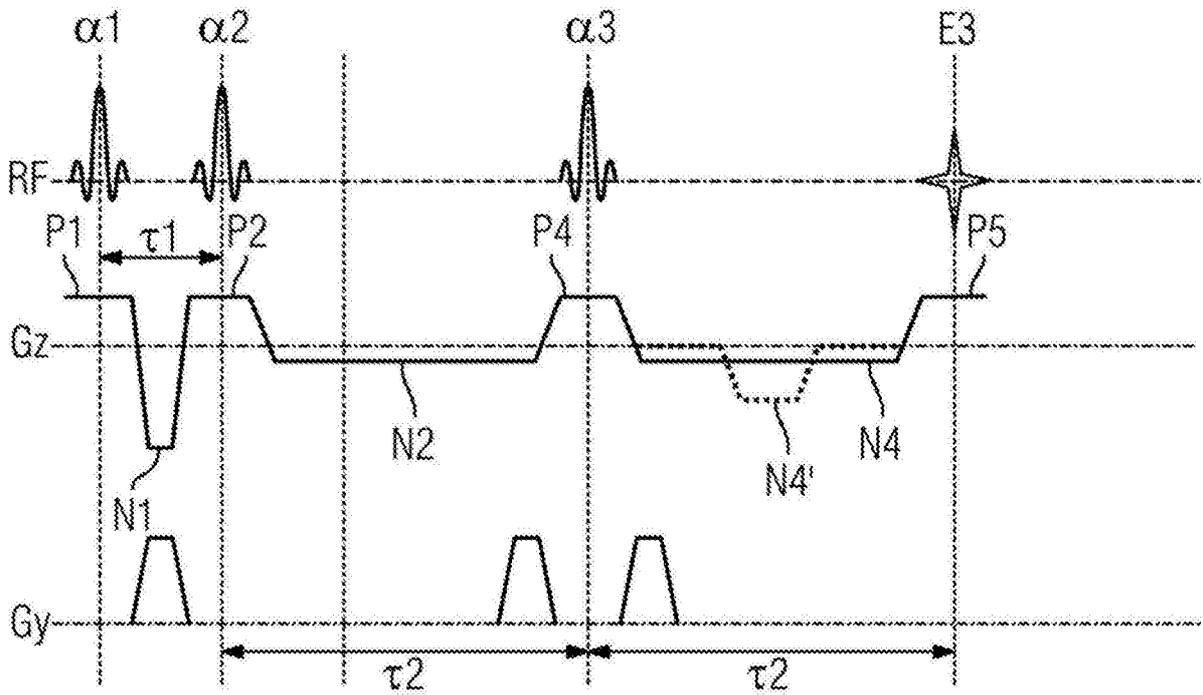


图4

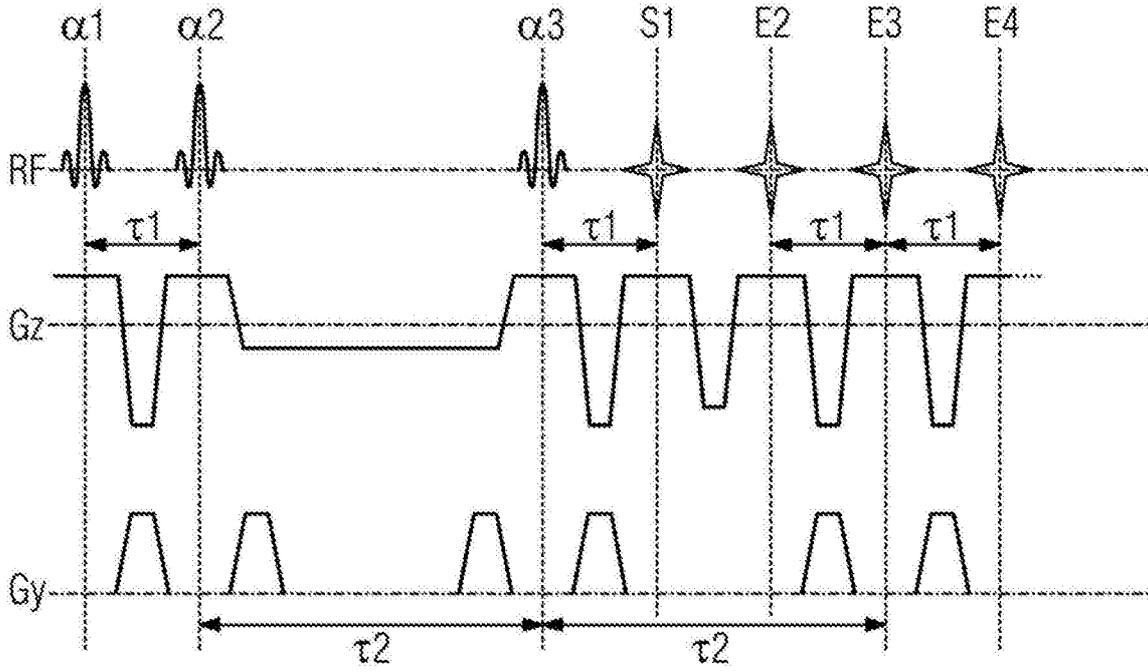


图5

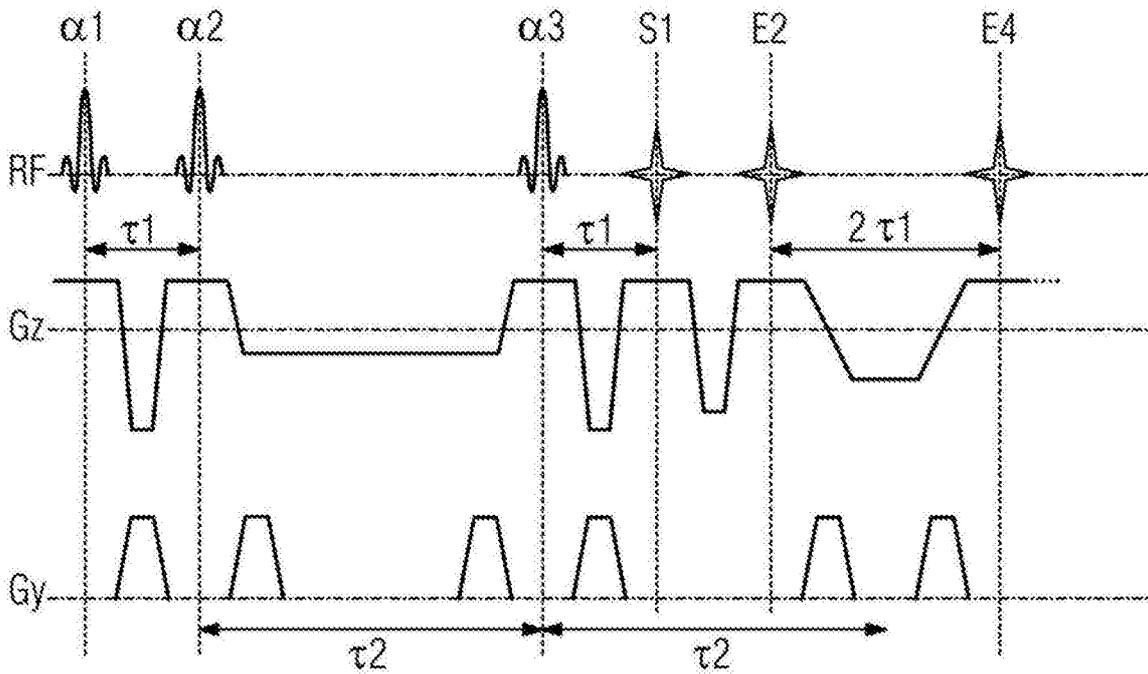


图6

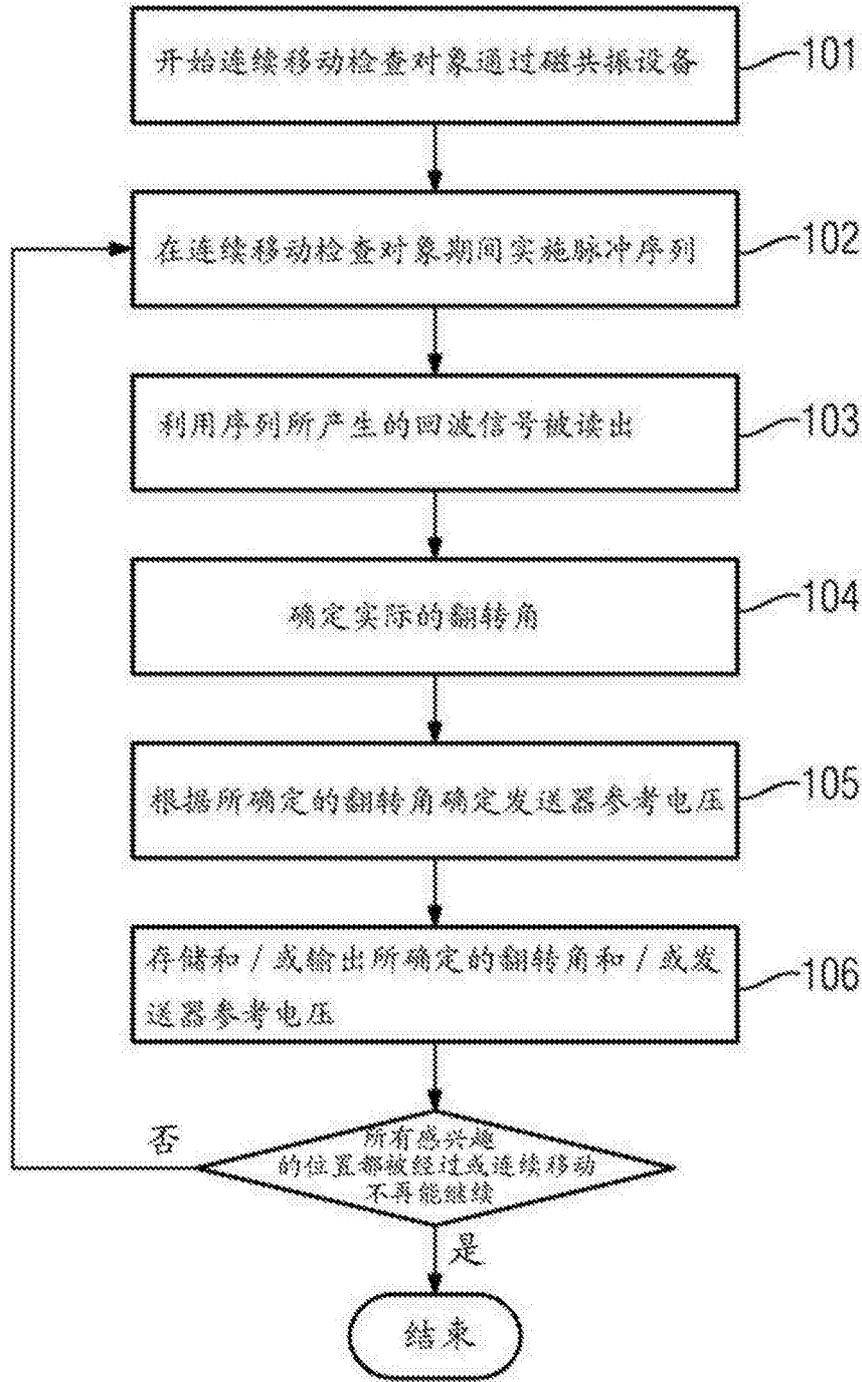


图7

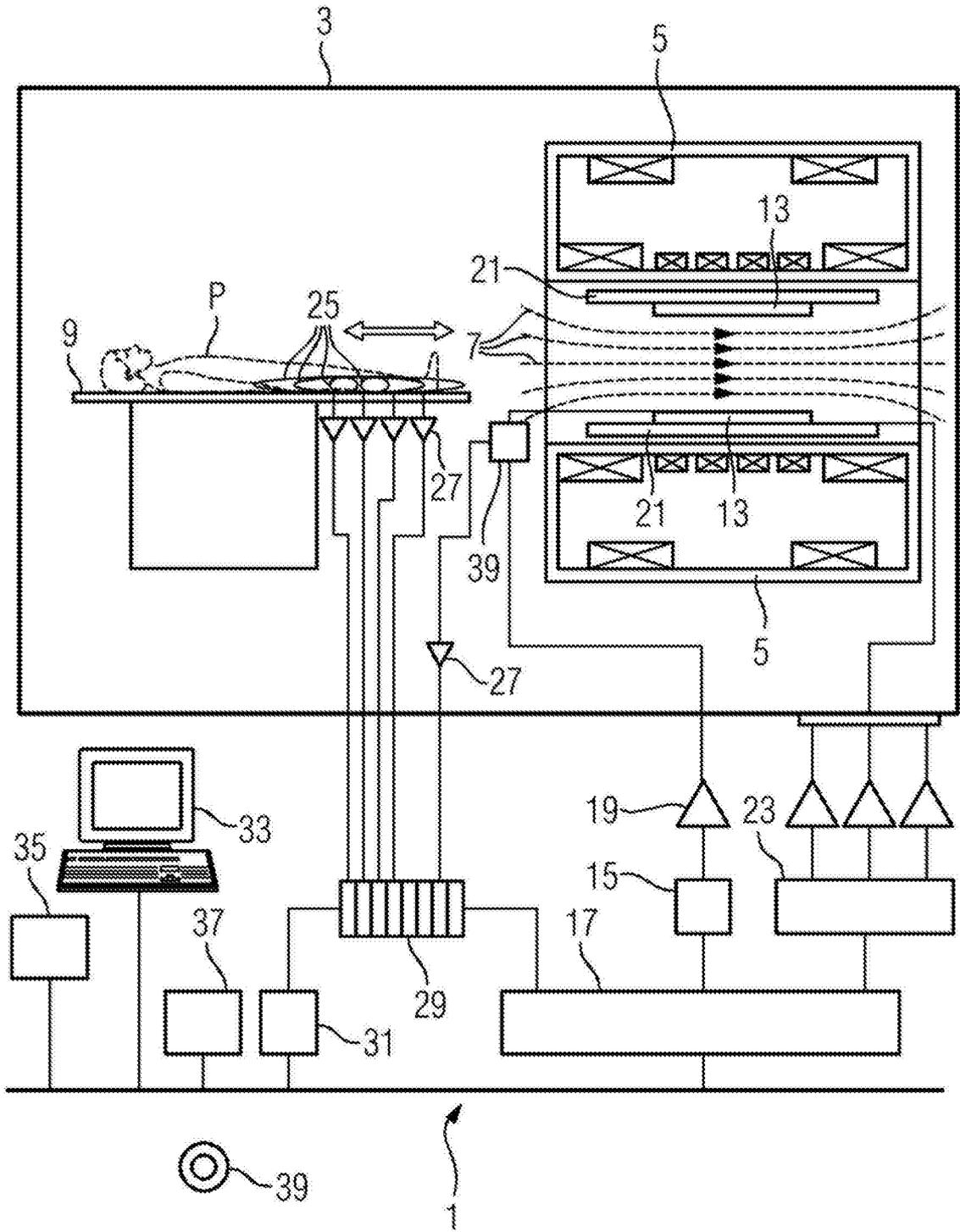


图8

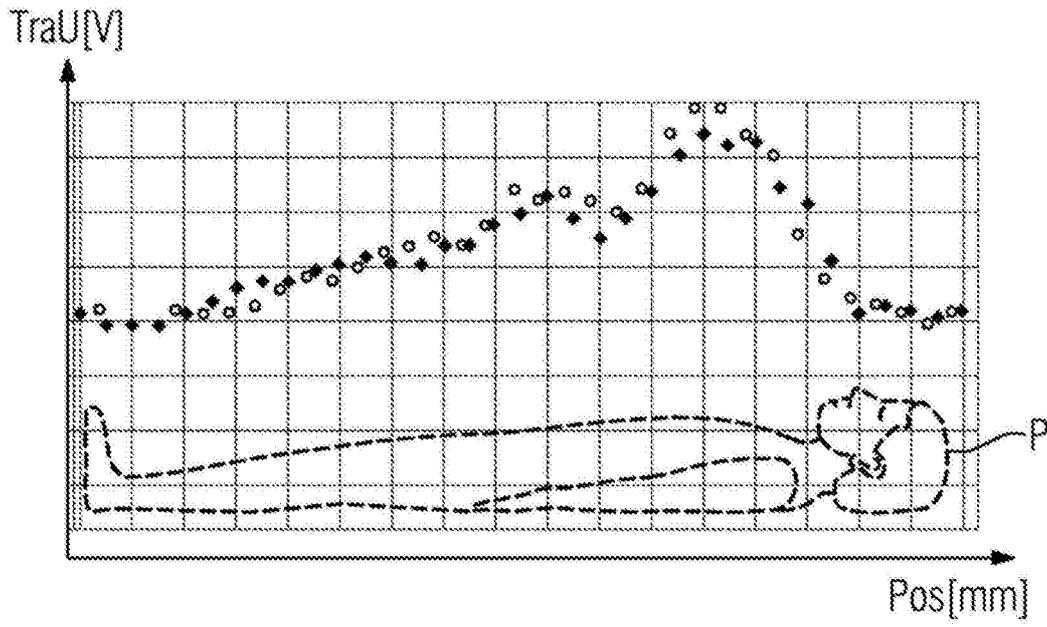


图9