



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104337516 B

(45)授权公告日 2017.06.30

(21)申请号 201410369423.0

(22)申请日 2014.07.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104337516 A

(43)申请公布日 2015.02.11

(30)优先权数据

102013214867.4 2013.07.30 DE

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 A.施泰默

(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.

A61B 5/055(2006.01)

(56)对比文件

CN 1851494 A, 2006.10.25,

CN 102783949 A, 2012.11.21,

CN 101672905 A, 2010.03.17,

CN 102283649 A, 2011.12.21,

WO 2004/008169 A1, 2004.01.22,

US 5578921 A, 1996.11.26,

审查员 陈飞

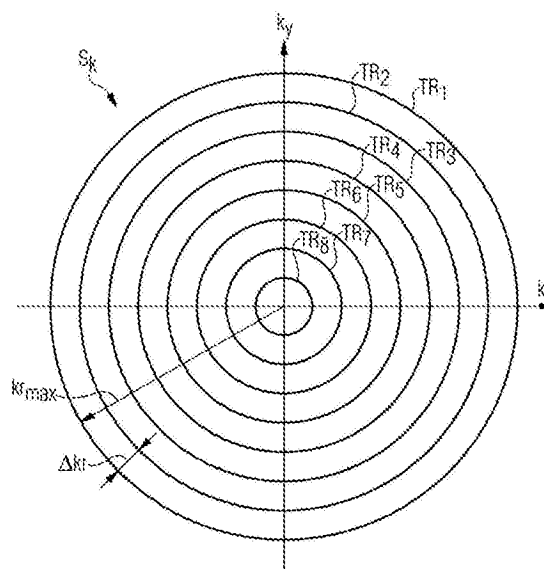
权利要求书2页 说明书17页 附图15页

(54)发明名称

磁共振控制序列的确定

(57)摘要

描述了一种用于确定具有脉冲排列的磁共振控制序列的方法,所述脉冲排列在至少两个空间方向上选择性地起作用,以激励检查对象内部的受限的旋转对称的激励轮廓。在此脉冲排列的HF激励脉冲包括多个HF子脉冲的序列并且并行于HF子脉冲的序列这样协调地施加在两个空间方向上的梯度脉冲,使得不同的HF子脉冲的HF能量输入在发送k空间中分别在互相同心的、圆形的k空间发送轨迹上进行。在此HF子脉冲的包络线的幅度分别在圆形的k空间轨迹的一个遍历的持续时间期间是恒定的。此外描述了一种用于运行和一种用于校准磁共振系统的方法,一种用于确定磁共振控制序列的控制序列确定装置以及一种具有这样的控制序列确定装置的磁共振系统。



1. 一种用于确定具有脉冲排列(PA, PA', PA'')的磁共振控制序列(AS)的方法, 所述脉冲排列在至少两个空间方向(x, y)上选择性地起作用, 以激励检查对象(O)内部的受限的旋转对称的激励轮廓(EP),

其中, 所述脉冲排列(PA, PA', PA'')的HF激励脉冲(RFE, RFE', RFE'')包括多个HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)的序列并且并行于HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)的序列这样协调地施加在两个空间方向(x, y)上的梯度脉冲(GP_x, GP_y, GP_x', GP_y', GP_x'', GP_y''), 使得不同的HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)的HF能量输入在发送k空间(S_k)中分别在互相同心的、圆形的k空间轨迹(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)上进行, 并且其中, 所述HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)的HF包络线的幅度(b₁)分别在圆形的k空间轨迹(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)的一个遍历的持续时间(T, T₁, T₂, T₃, ..., T_n, ..., T₈)期间是恒定的。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 圆形的k空间轨迹的(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)的遍历的持续时间(T)对于不同的HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)是相同长的。

3. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中, 圆形的k空间轨迹(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)的遍历的持续时间(T₁, T₂, T₃, ..., T₈)对于不同的HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)分别被单独地确定。

4. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中, 圆形的k空间轨迹(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)的遍历的持续时间(T, T₁, T₂, T₃, ..., T₈)最大被选择为如下的最大值: 使得梯度脉冲(GP_x, GP_y, GP_x', GP_y', GP_x'', GP_y'')不超过预先给出的最大梯度增长率。

5. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中, 梯度脉冲(GP_x', GP_y')被构造为, 使得与时间上相邻的HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)对应的两个同心的圆形的k空间轨迹(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)相反地在发送k空间(S_k)中被遍历。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 梯度脉冲(GP_x, GP_y, GP_x', GP_y', GP_x'', GP_y'')被构造为, 使得圆形的k空间轨迹(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)形成发送k空间(S_k)中的等距的环。

7. 根据权利要求1或6所述的方法, 其中, 梯度脉冲被构造为, 使得同心的圆形的k空间轨迹的(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)形成如下的环, 所述环的互相的径向距离(Δkr₁, Δkr₂, Δkr₃, ...)朝着共同的中心变小。

8. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中, 根据第一边激励(SL)的距离(S_{SL})与激励轮廓(EP)的直径(d)之比, 来选择同心的圆形的k空间轨迹的(TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR₈)的数量(N)。

9. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中, 这样确定HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)的包络线的幅度, 使得目标翻转角在圆柱形的激励轮廓(EP)的内部与圆柱形激励轮廓(EP)的圆柱体轴的径向距离相关。

10. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中, 这样确定HF子脉冲(RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈)的包络线的幅度, 使得目标翻转角在圆柱形激励轮廓(EP)内部基本上是恒定的。

11. 一种用于运行磁共振系统(1)的方法, 其中, 首先在按照权利要求1至10中任一项所述的方法中确定磁共振控制序列(AS), 并且然后在使用该磁共振控制序列(AS)的条件下运行所述磁共振系统(1)。

12. 一种用于调节和/或校准磁共振系统(1)的方法, 其中, 利用按照权利要求11的方法多次地在变化梯度延迟时间的条件下运行磁共振系统(1), 并且在此产生磁共振图像数据(BD)并且基于该磁共振图像数据(BD)的分析关于梯度延迟时间进行磁共振系统(1)的调节

和/或校准。

13. 一种用于确定磁共振控制序列 (AS) 的控制序列确定装置 (22), 具有:

- 输入接口装置 (23), 用于采集激励轮廓数据 (d), 后者定义检查对象 (0) 内部的受限的、待激励的、旋转对称的激励轮廓 (EP) 的空间伸展,

- 脉冲排列确定单元 (26), 用于确定至少一个脉冲排列 (PA, PA', PA''), 后者在至少两个空间方向 (x, y) 上选择性地作用, 以便激励所述激励轮廓 (EP), 其中, 这样确定所述脉冲排列 (PA, PA', PA'') 的 HF 激励脉冲 (RFE, RFE', RFE''), 使得其包括多个 HF 子脉冲 (RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈) 的序列, 并且并行于 HF 子脉冲 (RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈) 的序列这样协调地施加在两个空间方向 (x, y) 上的梯度脉冲 (GP_x, GP_y, GP_x', GP_y', GP_x'', GP_y''), 使得在发送 k 空间 (S_k) 中不同的 HF 子脉冲 (RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈) 的 HF 能量输入分别在相互同心的圆形 k 空间轨迹 (TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR_N) 上进行, 并且其中, HF 子脉冲 (RF₁, RF₂, RF₃, ..., RF_n, ..., RF₈) 的包络线的幅度 (b₁) 分别在圆形的 k 空间轨迹的 (TR₁, TR₂, TR₃, ..., TR_N) 的遍历的持续时间 (T, T₁, T₂, T₃, ..., T_n, ..., T₈) 期间是恒定的。

14. 一种磁共振系统 (1), 具有: 高频发送装置 (5, 12); 梯度系统 (4); 和控制装置 (10), 该控制装置被构造为, 用于为了基于预先给出的磁共振控制序列 (AS) 执行期望的测量而发送高频脉冲序列 (HFS) 并且与之协调地经过梯度系统发送梯度脉冲序列 (GS); 以及根据权利要求 13 所述的控制序列确定装置 (22), 以便确定磁共振控制序列 (AS) 并且将其传输到控制装置 (10)。

磁共振控制序列的确定

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定具有脉冲排列的磁共振控制序列的方法,所述脉冲排列在至少两个空间方向上选择性地起作用,以激励检查对象内部的受限的旋转对称的激励轮廓。此外本发明还涉及一种用于运行具有这样的磁共振控制序列的磁共振系统的方法,一种用于在使用这样的方法的条件下校准磁共振系统的方法,一种用于确定这样的磁共振控制序列的控制序列确定装置,以及一种具有这样的控制序列确定装置的磁共振系统。

背景技术

[0002] 在也称为磁共振系统的磁共振断层造影设备中通常将待检查的身体借助基本场磁体系统置于例如1.5、3或7特斯拉的相对高的、尽可能均匀的基本磁场(B₀场)中。附加地借助梯度系统施加磁场梯度。然后通过高频发送系统借助合适的天线装置发送高频激励信号(HF信号或也称作HF激励脉冲或简称HF脉冲),这应当引起,通过该高频场(B₁场)共振地激励的特定原子的核自旋以定义的所谓“翻转角”相对于基本磁场的磁力线翻转。在核自旋弛豫的情况下发射高频信号,即所谓的磁共振信号,所述高频信号借助合适的接收天线接收并且然后被继续处理。从这样获得的原始数据中最后可以重建期望的图像数据。

[0003] 对于确定的测量,发送具有待发送的高频脉冲序列和与之协调地待接通的(具有在层选择方向上、在相位编码方向和在读出方向上的合适的梯度脉冲的)梯度脉冲序列的脉冲序列。对于成像在此尤其在序列内部的时序是决定性的,即,哪些脉冲按照哪个时间间隔相继跟随。通常在所谓的测量协议中定义多个控制参数值,所述测量协议被事先建立并且对于确定的测量例如可以从存储器被调用和必要时由操作者现场地改变,其可以预先给出附加的控制参数值、诸如待测量的层的堆叠的确定层距、层厚等。基于所有这些控制参数值然后计算磁共振控制序列或者说脉冲序列。

[0004] 在经典的工作方式中按层地拍摄对象内部的图像。在此分别选择性地激励相对薄的、平的层(英语“slice”),通常在1和10mm之间。这样的选择性激励通过与高频激励脉冲协调地激励在层选择方向上的梯度来实现。通过由激励的高频脉冲和所属的梯度组成的这样的脉冲排列实现了,共振条件仅在垂直于层选择方向上的层中满足。在层选择方向上激励的层的厚度(英语“thickness”)在此通过层选择梯度的幅度和高频脉冲的频率带宽来确定。通过高频场的载频的“漂移”(偏移)可以沿着层选择方向移动所激励的层。该一维选择性HF脉冲的选择体积仅在垂直于层平面的方向上是空间上受限的。通常该层选择方向平行于所谓的z轴,即断层造影仪的纵轴,或者说也平行于卧于断层造影仪中的患者的纵轴延伸。在一层内部的空间编码然后一方面通过在一个方向(通常是y方向)的相位编码和通过在第二方向(通常是x方向)的读出编码进行。以这种方式满足二维空间频率空间,即所谓的k空间,原始数据被填入到所述k空间。通过二维傅里叶变换从中形成该层的图像。

[0005] 此外目前公知多维选择性HF脉冲。二维选择性HF脉冲例如可以选择长的棒或圆柱体,其在垂直于棒轴的两个方向上或在垂直于圆柱体轴的径向方向上是空间上受限的。三维选择性HF脉冲例如可以激励在所有三个空间方向上受限的单个体素。

[0006] 该多维HF脉冲的一个重要应用是所谓的“内部容积成像 (Inner Volume Imaging)”。在此采用多维HF脉冲作为激励脉冲。其受限的激励体积允许,将视野 (英语“field of view”的简称FoV) 选择为小于检查对象,而不会形成折叠伪影。第二个重要应用是所谓的“导航技术”。在此利用二维选择性HF脉冲例如激励通过隔膜边缘的圆柱形棒 (所谓的铅笔束激励 (Pencil-Beam-Anregung)) 并且然后一维地沿着圆柱体轴读出用于探测呼吸运动的信息。圆柱形棒的激励和对此的数据采集在此在成像序列内部在不同的时间段重复进行,以便相同地将数据采集与运动匹配地进行门控或者以便将原始数据或者从中重建的图像数据与运动阶段或位置进行对应和/或对数据进行校正。

[0007] 二维选择性HF脉冲或脉冲排列通过在HF入射期间将时间上改变的选择梯度 (即匹配的梯度脉冲) 沿着HF脉冲的两个选择性方向接通来实现。这些选择梯度描述了发送k空间中的轨迹,其在以下称为“发送k空间轨迹”或仅简称为“轨迹”。在此该发送k空间轨迹确定,用于激励的HF能量沉积在哪个k空间区域中。通过将HF脉冲的 B_1 场的相位和包络线 (幅度) 根据与通过发送k空间的所选轨迹匹配的时间来选择,可以实现图像空间中,即几何空间中精确定义的空间选择体积 (也称为“激励轮廓”)。

[0008] 在设计二维选择性HF脉冲时迄今为止现实中仅采用EPI轨迹 (相应于回波平面技术中的读出梯度,英语“Echo Planar Imaging”的简称EPI) 和同样从读出梯度公知的螺旋轨迹。在此优选地对于内部容积成像使用EPI轨迹并且主要对于上述铅笔束激励使用螺旋轨迹。

[0009] 在实现多维HF脉冲时的公知的实际问题是所谓的梯度延迟时间 (英语“gradient delay times”)。该延迟时间导致在指令中给出的梯度形状和实际上施加的梯度场之间的时间差。由此同时入射的、时间上改变的HF脉冲形状与梯度场不匹配并且发生期望的激励体积的失真和偏差。该延迟时间的原因是梯度线圈系统的系统缺陷以及通过涡流感应的附加梯度场。通常延迟时间对于至少两个涉及的梯度脉冲是不同的。详细讨论可以参见 Peter Börnert 和 Bernd Aldefeld 的杂志文章 “On spatially selective RF excitation and its analogy with spiral MR image acquisition”, MAGMA 7 (1998), 166-178 页。

[0010] 在一维选择性HF脉冲中选择梯度通常是恒定的。因此通过延迟时间在此仅在入射的开始和结束时发生在 B_1 脉冲形状和实际上施加的梯度场之间的偏差。因为对于这些时间间隔沉积的RF能量通常本来就是小的,所以梯度延迟时间在此“品质好”地表现,也就是对选择轮廓仅具有小的影响。

发明内容

[0011] 本发明要解决的技术问题是,提出一种用于确定开头提到的种类的磁共振控制序列的方法和相应的控制序列确定装置,利用其可以避免或至少减少在旋转对称的激励轮廓的二维选择性激励时通过梯度延迟时间引起的上述问题。

[0012] 上述技术问题通过按照本发明的方法以及通过按照本发明的控制序列确定装置解决。

[0013] 在按照本发明的方法中,如上所述,确定具有脉冲排列的磁共振控制序列,所述脉冲排列在至少两个空间的、优选互相正交的方向上选择性地起作用,以便激励在检查对象内部的受限的旋转对称的激励轮廓 (也称为“激励体积”)。该脉冲排列具有二维选择性HF激

励脉冲,其包括多个分开地、即时间上互相间隔开的HF子脉冲的序列。并行于HF子脉冲的序列,脉冲排列为了实现期望的选择作用而包括梯度脉冲,其在两个空间方向上协调地布置为,使得不同的HF子脉冲的HF能量输入(即HF能量的沉积)从发送k空间来看,分别在互相同心的、圆形的k空间发送轨迹上进行。即,各个HF子脉冲分别对应于一个自己的圆形发送轨迹(以下也称为“环形轨迹”),并且这些环形轨迹互相同心地地位于一个平面中,该平面通过属于梯度的空间方向的k空间方向张开。在此(幅度调制的)HF子脉冲的包络线的幅度,以下也称为 b_1 幅度,分别在所属的环形轨迹的一个遍历的持续时间期间(即在一个HF子脉冲的HF入射的持续时间T期间)是恒定的。

[0014] 为了实现该轨迹形状,可以在静态的、至少近似均匀的 B_0 场上分别在时间间隔T,即在发送轨迹的各自的圆形轨线上的环绕时间或者说HF子脉冲的发送时间期间,分别叠加第一梯度子脉冲(或者说第一梯度场)和同时第二梯度子脉冲(或者说第二梯度场),所述第一梯度子脉冲的幅度在时间间隔T期间正弦形地以周期T振荡并且其方向垂直于激励体积的对称轴,并且所述第二梯度子脉冲的幅度在时间间隔T期间余弦形地以周期T振荡并且其方向垂直于对称轴并且垂直于第一梯度场的方向。

[0015] 基本上,这样的HF子脉冲类似于在US4812760中描述的空间选择性反转或重聚焦脉冲(“ π 脉冲”)来构造,其也具有矩形的包络线和沿着第一梯度方向的正弦形的梯度曲线以及沿着第二梯度方向的余弦形梯度曲线。然而,利用这样的“ π 脉冲”不能实现足够的空间定位。只有通过按照本发明将空间选择性HF脉冲由在互相同心的环形轨迹上的多个、即至少两个,但是优选更多个HF子脉冲组成才可以选择性地激励期望的圆柱形对称的激励轮廓。

[0016] 通过如下,即,按照本发明对于选择性激励现在不是选择EPI或螺旋轨迹而是选择多个同心的环形轨迹,并且在此如后面还要示出的那样 B_1 幅度在分别一个环形轨迹的遍历期间可以恒定,类似于一维选择性HF脉冲的情况(在随时间改变的 B_1 幅度的情况下具有恒定的梯度幅度),尽管存在梯度延迟时间,还是可以实现选择轮廓的不寻常的鲁棒性。

[0017] 在此已经指出,脉冲排列可以具有多个其他HF脉冲和梯度脉冲,其中也可以是选择性激励的脉冲。也就是不需要,所有子脉冲位于同心的环形轨迹上。例如,空间选择性作用的脉冲序列也可以附加地具有位于螺旋轨迹上的HF脉冲。特别地可以的是,例如k空间的外部区域在使用(快速)螺旋轨迹的情况下并且k空间的内部区域在使用(精确的)按照本发明同心的环形轨迹的情况下被激励。

[0018] 按照本发明的用于确定这样的磁共振控制序列的控制序列确定装置需要至少一个输入接口装置,用于采集激励轮廓数据,其定义检查对象内部的受限的待激励的旋转对称的激励轮廓的空间伸展。这些激励轮廓数据例如可以是旋转对称的激励轮廓的位置数据,例如旋转轴的位置或方位,以及待激励的体积的直径。输入接口装置例如可以包括用户接口,以便例如手动地输入这些位置数据,特别是图形的用户接口,以便将期望的激励轮廓在检查对象的示出的图像数据中,例如定位片中标出或以其他方式标记。替换地或附加地,输入接口装置也可以具有用于(例如对于导航应用)自动产生对于检查对象的合适的激励轮廓数据或从相应的装置或存储器调用其的装置。

[0019] 此外控制序列确定装置按照本发明还需要脉冲排列确定单元,用于确定至少一个脉冲排列,其在至少两个空间方向上选择性地作用,以便精确定义并限制地激励借助输入

接口装置预先给出的激励轮廓。该脉冲排列确定单元这样构造,即,其这样确定脉冲排列的HF激励脉冲,使得其包括多个HF子脉冲的序列并且并行于HF子脉冲的序列这样协调地将梯度脉冲施加到两个空间方向上,使得在发送k空间中不同的HF子脉冲的HF能量输入分别在相互同心的圆形k空间发送轨迹(环形轨迹)上进行并且在此HF子脉冲的包络线的幅度分别在环形轨迹的一个遍历的持续时间期间是恒定的。

[0020] 此外控制序列确定装置应当具有合适的控制序列输出接口,用于将序列传输到磁共振断层造影系统的其他控制单元。控制序列输出接口例如可以是如下的接口,其将序列传输到磁共振控制器,以便由此直接控制测量,但是也可以是如下的接口,其将数据经过网络发送和/或在存储器中为以后的使用而存储。

[0021] 按照本发明的磁共振系统除了用于发送HF脉冲的高频发送装置之外还具有用于接通需要的梯度的梯度系统和控制装置,该控制装置构造为,用于为了基于预先给出的磁共振控制序列执行期望的测量而发送高频脉冲串(即HF脉冲)并且与之协调地经过梯度系统发送梯度脉冲串(即所属的梯度脉冲)。此外磁共振系统还具有上面描述的控制序列确定装置,以便以按照本发明的方式确定控制序列并且将其传输到控制装置。

[0022] 相应地在按照本发明的用于运行磁共振系统的方法中按照前面描述的方法确定控制序列并且然后在使用控制序列的条件下运行磁共振系统。

[0023] 如后面还要根据测试测量解释的,还可以在用于关于梯度延迟时间来调节和/或校准磁共振系统的方法的内部有利地采用按照本发明的控制方法。为此例如可以利用按照本发明的方法多次在人工改变梯度延迟时间的情况下,即在具有不同设置的梯度延迟时间的每个单个测量的情况下来控制、即运行磁共振系统。在此分别产生磁共振图像数据,例如确定的激励轮廓的简单的剖面图,其应当位于检查对象中的和/或在为了调节和/或校准测量而设置的模体等中的完全确定的位置。在这些重复的测量中优选反复地选择性地激励相同的激励轮廓。基于该磁共振图像数据的分析,然后可以关于梯度延迟时间进行磁共振系统的期望的调节或校准。该分析特别地可以例如视觉地通过用户进行,方式是,其在不同的拍摄之间反复地改变梯度延迟时间并且然后视觉地在图像数据中检查,激励轮廓是否位于期望的位置上。该调节和/或校准测量在改变梯度延迟时间的条件下一直重复,直到测量的激励轮廓精确地位于期望的位置上并且由此系统内在的(首先未知的)延迟时间被精确地补偿。由此确定的延迟时间也可以被记录并且例如在其他测量时被考虑。

[0024] 控制序列确定装置的主要部分可以按照软件组件的形式构造。这特别地涉及脉冲排列确定单元。同样,提到的接口可以至少部分地以软件的形式构造并且可能援用现有的计算机的硬件接口。本发明由此也包括计算机程序或计算机程序产品,其可以直接加载到控制序列确定装置的存储器中,具有程序代码段,用于当程序在控制序列确定装置中运行时执行按照本发明的方法的所有步骤。这样的按照软件的实现具有优点,即,可以通过实现程序而以合适的方式修改为了确定控制序列而使用的迄今为止的装置,以便以按照本发明的方式确定最佳的控制序列。

[0025] 从属权利要求以及以下的描述包含本发明的特别有利的扩展和构造,其中特别地一类权利要求也可以类似于另一类权利要求的从属权利要求来扩展并且不同的实施例的特征也可以组合以形成另外的实施例。

[0026] 对于HF子脉冲在单个环形轨迹上的精确构造存在不同的可能性。可能的参数在此

是为了遍历一个环形轨迹而所需的持续时间。

[0027] 在第一变形中确保,圆形的环形轨迹的遍历的持续时间对于沿着圆形的环形轨迹作用的、HF激励脉冲的至少两个不同的HF子脉冲,在极端情况下对于所有HF子脉冲,是相同长的。

[0028] 在此是最简单的可能性。工作方式类似于在二维螺旋脉冲情况下(即在沿着k空间中螺旋形轨迹发送HF脉冲的情况下)的恒定的角速度。

[0029] 在一种替换的变形中,HF子脉冲和所属的梯度脉冲构造为,圆形的环形轨迹的遍历的持续时间对于至少两个不同的HF子脉冲分别单独地确定,即,不同的HF子脉冲可以特别是不同长的。通过传播时间的个性化,在以下意义上实现序列的优化,即,可以最小化HS激励脉冲的总持续时间并且尽管如此还可以可靠地遵循梯度脉冲的边界调节,诸如最大允许的转换速率(slew-rate)(梯度增长速率)和/或最大允许的梯度幅度。

[0030] 为了实现这一点,优选地可以将每个HF子脉冲的圆形的k空间轨迹的遍历的持续时间选择为这样短,使得梯度脉冲(刚好)不超过预先给出的最大转换速率。这一点例如类似于具有恒定的梯度增长速率的螺旋形激励。

[0031] 不管不同的HF子脉冲的脉冲持续时间是相同长的还是单独设置的,优选地单独地确定HF子脉冲的包络线的分别在圆形的发送轨迹的遍历的持续时间期间保持恒定的幅度(即 b_1 幅度),即,HF子脉冲可以特别地具有不同的 b_1 幅度。

[0032] 为了实现特别快速的HF激励脉冲,即,所有的同心环形轨迹的遍历的总时间保持为尽可能小,可以将梯度脉冲优选地构造为,将与时间上相邻的HF子脉冲对应的两个同心的圆形k空间发送轨迹相反地在发送k空间中遍历。即,保证,例如将第一环形轨迹在顺时针方向遍历,将直接相邻的环形轨迹则逆时针方向并且再下一个环形轨迹又顺时针遍历。如后面还要示出的,在该变形中通过在单个子脉冲之前和之后将预相位梯度和重聚相位梯度综合可以节省特别多的时间。

[0033] 在HF激励脉冲的精确构造中与同心的环形轨迹有关的另一个参数是环形轨迹环形的间隔。

[0034] 在第一变形中,这样构造梯度脉冲,使得圆形的k空间发送轨迹形成在发送k空间中的围绕共同的中心的等距的环。即在该变形中在两个环形轨迹之间的径向距离总是相同的。就此实现了能量特别均匀地输入到k空间中。

[0035] 在替换的变形中,这样构造梯度脉冲,使得同心的圆形k空间发送轨迹形成这样的环,所述环的相互的径向距离是不同的。在特别优选的变形中同心的圆形k空间发送轨迹形成这样的环,所述环相互的径向距离朝着共同的中心变小。通过与k空间中心的更密的环形轨迹距离可以保证,特别地在具有关于激励轮廓的主信息的重要的频率范围中被沉积足够的能量。为此所需的时间于是可以在k空间的不太重要的边缘区域中被节省,方式是在那里在环形轨迹相互之间的距离更小。

[0036] 另一个可设置的参数是HF激励脉冲的环形轨迹的数量。一方面有利的是,将环形轨迹相对密地设置,以便足够密地实现空间中的激励。另一方面随着环形轨迹数量增加,用于HF激励脉冲的总时间也必定延长。

[0037] 为此特别有利的是,根据第一边激励的距离与激励轮廓的直径的比例来选择同心的、圆形的k空间发送轨迹的数量。因为在第一边激励的区域中不再期望任何激励并且由此

边激励与激励轮廓的对称轴的距离和(圆柱形对称的)激励轮廓的直径是用于激励的关键参数,所以强调,足够的是,相应于第一边激励的该距离的双倍的值除以激励轮廓的直径来选择环形轨迹的数量。由此确保,环形轨迹相互的距离至少相应于在按照尼奎斯特理论的扫描情况下的最小距离。

[0038] 另一个参数是在激励时在激励轮廓内部待实现的目标翻转角(目标激励角)或目标翻转角分布。

[0039] 在第一变形中这样确定HF子脉冲的包络线的幅度,使得目标翻转角在圆柱形的激励轮廓的内部取决于与圆柱形激励轮廓的圆柱体轴的径向距离 r 。即,目标翻转角从内向外减小。特别优选地在此与径向距离的依赖关系是高斯形状的。

[0040] 在替换的方法中这样确定HF子脉冲的包络线的幅度,使得目标翻转角在圆柱形激励轮廓内部基本上,即,在可能的容差内,是恒定的。在该变形中目标翻转角分布也就是关于激励轮廓是尽可能均匀的。

[0041] 此外其他分布也是可能的,例如在内部区域中几乎恒定的或均匀的激励而在该均匀区域外部则特别是高斯形状的下降。

[0042] 在此还要再次指出,上面提到的不同的变形对于各个参数,诸如在环形轨迹内部的传播时间、环形轨迹的距离、 B_1 幅度或翻转角分布,可以任意组合。

附图说明

[0043] 以下借助实施例在参考附图的情况下再次详细描述本发明。其中:

[0044] 图1示出按照本发明的磁共振系统的实施例的示意图,

[0045] 图2示出按照本发明的第一实施例在 k 空间中的 x/y 平面中等距同心环形轨迹的示意图,

[0046] 图3示出位置空间中模体内部圆柱形对称的激励轮廓和第一边激励的磁共振截面图,

[0047] 图4示出了脉冲图的简化图,用于解释单个HF子脉冲的设计,

[0048] 图5示出在 k 空间中的 x/y 平面的第I象限中等距同心环形轨迹的示意放大图,用于解释轨迹密度,

[0049] 图6示出按照本发明的方法的第一实施例对于HF激励脉冲的脉冲图的简化图,

[0050] 图7示出按照本发明的方法的第二实施例对于HF激励脉冲的脉冲图的简化图,

[0051] 图8示出按照本发明的方法的第三实施例对于HF激励脉冲的脉冲图的简化图,

[0052] 图9示出按照图8的脉冲图的部分的放大图,

[0053] 图10示出按照本发明的第二实施例在 k 空间中的 x/y 平面中同心环形轨迹的示意图,

[0054] 图11示出按照本发明的第三实施例在 k 空间中的 x/y 平面中具有在外部区域中的螺旋形轨迹和在内部区域中的同心环形轨迹的轨迹的示意图,

[0055] 图12至14示出在不同的梯度延迟时间情况下不同的激励轮廓的激励的不同截面图拍摄,为了比较,分别在上部借助EPI激励和在下部利用按照本发明的变形,

[0056] 图15示出了对于用于校准磁共振系统的可能方法的调节和/或流程图。

具体实施方式

[0057] 图1粗略示意性示出按照本发明的磁共振设备1。其一方面包括具有位于其中的检查空间8或患者通道8的本来的磁共振扫描仪2。卧榻7可以驶入该患者通道8中,从而卧于其上的患者0或受检者在检查期间可以在磁共振扫描仪2内部的特定位置上相对于布置于其中的磁体系统和高频系统放置或在测量期间可以在不同的位置之间移动。

[0058] 磁共振扫描仪2的组件包括基本场磁体3、具有磁场梯度线圈以便产生在x、y和z方向上的磁场梯度的梯度系统4,以及全身高频线圈5。在x、y和z方向(空间坐标系)上的磁场梯度线圈互相独立地可控,从而通过预先给出的组合可以施加在任意逻辑空间方向上、例如在层选择方向上、在相位编码方向上或在读出方向上施加梯度,其不一定平行于空间坐标系的轴。在检查对象0中感应的磁共振信号的接收可以经由全身线圈5进行,利用所述全身线圈通常也发送高频信号以感应磁共振信号。但是通常这些信号利用例如带有置于检查对象0上或下的局部线圈(在此仅示出其中的一个)的局部线圈装置6来接收。所有这些组件对于专业人员是基本公知的并且由此在图1中仅粗略示意示出。

[0059] 磁共振扫描仪2的组件可以由控制装置10控制。在此可以是控制计算机,其也可以由多个(可能空间上分离的和经过合适的电缆等互相连接的)单计算机组成。通过终端接口17,该控制装置10与终端20相连,通过所述终端,操作者可以控制整个设备1。在本情况中该终端20构造为具有键盘、一个或多个显示器以及其他输入设备例如鼠标等的计算机,从而可以为操作者提供图形的用户界面。

[0060] 控制装置10尤其还具有梯度控制单元11,其又可以由多个部分组件组成。通过该梯度控制单元11利用控制信号按照梯度脉冲序列GS接通各个梯度线圈。在此如上所述是在测量期间在精确地预先给出的时间位置上并且以精确地预先给出的时间曲线设置的梯度线圈。

[0061] 控制装置10还具有高频发送单元12,用于按照控制序列AS的预先给出的高频脉冲序列HFS将高频脉冲分别馈入到全身高频线圈5中。高频脉冲序列HFS包括上面提到的选择性激励脉冲。磁共振信号的接收于是借助局部线圈装置6进行,并且由此接收的原始数据RD由HF接收单元13读出并且处理。磁共振信号以数字的形式作为原始数据RD被传输到重建单元14,其由此重建图像数据BD并且将其存储在存储器16中和/或通过接口17传输到终端20,从而操作者可以对此进行观察。图像数据BD也可以通过网络NW存储到另外的位置和/或显示和分析。替换地,也可以经过局部线圈装置发送高频脉冲序列和/或磁共振信号可以由全身高频线圈接收(未示出)。

[0062] 经过另外的接口18将控制命令传输到磁共振扫描仪2的其他组件,诸如卧榻7或基本场磁体3,或者接收测量值或其他信息。

[0063] 梯度控制单元11、HF发送单元12和HF接收单元分别协调地通过测量控制单元15来控制。该测量控制单元通过相应的命令确保,发送期望的梯度脉冲序列GS和脉冲序列的高频脉冲序列HFS。此外必须确保,在合适的时刻将在局部线圈装置6的局部线圈上的磁共振信号通过HF接收单元13读出并进一步处理,即,必须例如通过将HF接收单元13的ADC接通到接收来设置读出窗。同样,测量控制单元15控制接口18。

[0064] 这样的磁共振测量的基本流程和用于控制的提到的组件对于专业人员来说是公

知的,从而在此不再详细讨论。此外这样的磁共振扫描仪2以及所属的控制装置10还具有多个另外的组件,所述组件在此同样不再详细解释。在此要指出,磁共振扫描仪2也可以另外地构造,例如具有侧面开口的患者空间,或者构造为更小的扫描仪,其中仅能放置一个身体部位。

[0065] 为了开始测量,用户可以经过终端20从其中存储了用于不同的测量的多个控制协议P的存储器1中通常选择用于该测量设置的控制协议P。该控制协议P尤其包含用于各自的测量的不同的控制参数值SP。属于这些控制参数值SP的例如有序列类型、对于各个高频脉冲的目标磁化、回波时间、重复时间、不同的选择方向等。同样在此已经可以预先给出层厚、分辨率、层的数量或在3D激励的情况下预先给出厚片厚度或任意的激励轮廓的其他尺寸(即激励轮廓数据)。此外控制参数值SP还可以包括信息:相应的测量是否是具有导航的测量,如果是,可能已经是用于对于该导航应用所需的激励轮廓EP的激励轮廓数据。在图1示意性示出的应用中该激励轮廓EP可以是在z方向上在患者0的身体中延伸的圆柱形对称的所谓“铅笔束”,其通过患者0的横膈膜延伸。

[0066] 所有这些控制参数值SP尤其经过控制序列确定装置22的输入接口24提供,由此其确定合适的控制序列AS。同样控制参数值SP也可以在调用该协议的情况下首先提供给用户用于接收,并且其可以将该值也借助用户界面任意改变并且匹配于当前的检查任务。特别地,用户在此也可以经过具有所属的图形用户界面的终端20的计算机21确定激励轮廓数据,例如直径d、旋转对称的激励轮廓EP的对称轴等的精确位置或者已经通过控制参数值SP改变在协议P中定义的激励轮廓数据。这一点在图1中通过接口装置23表示。

[0067] 此外用户可以替代从存储器16也可以经过网络NW例如从磁共振设备的制造者处调用具有相应的控制参数值SP的控制协议,并且然后如下面描述的那样使用它们。

[0068] 基于包括激励轮廓数据的控制参数值SP然后确定控制序列AS,按照所述控制序列最后通过测量控制单元15进行其余组件的控制。该控制序列于是尤其包含脉冲排列,以便选择性地激励选择的激励轮廓EP。控制序列AS如提到的那样在作为终端20的部分示出的控制序列确定装置22中被计算,并且经过控制序列输出接口25传输到磁共振扫描仪2的控制装置10。控制序列确定装置22尤其包含(其他组件在图1中为清楚起见没有示出)脉冲排列确定单元26,其确定用于激励轮廓EP的选择性激励的所述脉冲排列。整个控制序列确定装置22和其组件例如可以按照软件的形式在一个或多个合适的处理器上实现。控制序列确定装置22和其各个组件的精确工作方式在以下进一步解释,其中仅以上面提到的铅笔束激励为例,但是不将本发明限制于此。

[0069] 为例设计二维HF脉冲,以激励圆柱形对称的激励轮廓EP的位置空间中的、与对称轴z垂直的x/y平面,必须除了该平面中的激励轮廓之外一般地首先选择k空间中所属的x/y平面内部的二维k空间发送轨迹(具有k空间中取决于时间的坐标($k_x(t)$, $k_y(t)$);以下也简称为(k_x , k_y))。激励轮廓在此通过具有坐标值x和y的位置处的函数P(x,y)确定。函数P(x,y)说明了相对于均衡磁化的绝对值的、横向磁化的期望的绝对值,也就是没有单位。该轨迹的k空间覆盖(伸展)确定了空间分辨率,利用所述分辨率可以实现期望的选择轮廓。K空间中轨迹的扫描密度确定了位置空间中激励的第一边带的距离,以及FOV(Field of View=视野)。这样的边带由于离散的扫描而是不可避免的。

[0070] 在高频入射期间二维梯度场($g_x(t)$, $g_y(t)$)通过如下与所选的k空间轨迹相关联:

$$[0071] \quad (k_x(t), k_y(t)) = -\frac{\gamma}{2\pi} \int_t^T (g_x(\tau), g_y(\tau)) d\tau \quad (1)$$

[0072] 及

$$[0073] \quad (g_x(t), g_y(t)) = \frac{2\pi}{\lambda} \left(\frac{dk_x(t)}{dt}, \frac{dk_y(t)}{dt} \right)$$

[0074] 在此公式(1)中的负号是在RF脉冲的末端($t=T$)开始积分的传统的结果。时间 t 说明直到RF脉冲末端的剩余时间。

[0075] HF脉冲($b_1(t)$ 在此是取决于时间的幅度)的所属的脉冲形状 $b_1(t)$ 通过期望的空间激励轮廓 $P(x, y)$ 关于该期望的激励轮廓 $P(x, y)$ 的、加权的二维傅里叶变换得到:

$$[0076] \quad b_1(t) \propto \frac{|(g_x(t), g_y(t))|}{\rho(k_x(t), k_y(t))} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(x, y) e^{2\pi i(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (3)$$

[0077] 该公式从布洛赫等式(在小角度激励的限制中)导出(例如参见J.Pauly等的“A k-Space Analysis of Small-Tip-Angle Excitation”in Journal of Magn.Res.81,43至56页,1989和C.J.Hardy等的“Correcting for Nonuniform k-Space Sampling in Two-Dimensional NMR Selective Excitation”in Journal of Magn.Res.87,639至645页,1990)。

[0078] 公式(3)中第一加权系数

$$[0079] \quad |(g_x(t), g_y(t))| = \sqrt{g_x^2(t) + g_y^2(t)} \quad (4)$$

[0080] 是 k 空间中的平移速度。

[0081] 第二系数将 k 空间中的位置(k_x, k_y)处的 k 空间扫描的密度加权:

$$[0082] \quad \rho(k_x, k_y) = \frac{\Delta l(k_x, k_y)}{\Delta A(k_x, k_y)} \quad (5)$$

[0083] 在公式(5)中 $\Delta A(k_x, k_y)$ 是 k 空间点(k_x, k_y)的周围中 k 空间的小的面积并且 $\Delta l(k_x, k_y)$ 是由面积包围的轨迹的长度。按照公式(4)和(5)的系数直观地意味着,在 k 空间被缓慢地或以高的密度扫描的地方降低HF幅度,反之亦然。

[0084] 根据按照本发明的方法为了激励轮廓的选择性激励应当选择具有至少两个同心的环形轨迹的 k 空间轨迹。在图2中示例性示出这样的 k 空间轨迹,其具有总共八个同心的环形轨迹 $TR_1, TR_2, \dots, TR_8$,其分别按照等距的径向距离 Δkr 关于 k 空间 S_k 的中点相互点对称地延伸。

[0085] 通过在RF入射期间通过正弦或余弦函数调制两个选择梯度(即在选择性HF脉冲期间被发送的、用于选择的梯度脉冲),可以实现同心的环形轨迹:

$$[0086] \quad \begin{aligned} g_{x,n}(t) &= A_n \sin\left(2\pi \frac{t}{T_n}\right) \\ g_{y,n}(t) &= A_n \cos\left(2\pi \frac{t}{T_n}\right) \end{aligned} \quad (6)$$

[0087] 在此 n 是取1和 N 之间的值的激励索引(或者说环形轨迹的索引),其中 N 是选择的轨

迹的环的数量(也就是在按照图2的例子中适用 $N=8$)。 A_n 是在第 n 个激励期间的梯度幅度的绝对值并且 T_n 是第 n 个激励(即在第 n 个环上的HF入射)的持续时间。公式(6)中的可能的共同的相位系数不失一般性省去以便将公式保持为尽可能简单。

[0088] 公式(3)中的第一加权系数,即 k 空间平移速度,由此在环形轨迹的遍历期间是恒定的:

$$[0089] \quad |(g_{x,n}(t), g_{y,n}(t))| = \sqrt{g_{x,n}^2(t) + g_{y,n}^2(t)} = A_n \quad (4')$$

[0090] 第二加权系数,即密度补偿系数

$$[0091] \quad \rho_n(k_x, k_y) = \frac{\Delta l_n(k_x, k_y)}{\Delta A_n(k_x, k_y)} \quad (5')$$

[0092] 可以对于等距的环形轨迹通过在 k 空间中的相邻的环之间的径向距离 Δkr 的倒数来估计。这一点在后面借助图5更详细解释。密度补偿系数在利用环形轨迹可变密度地占据 k 空间的情况下也就是环形轨迹非等距的距离的情况下才有意义。对于确定的环形轨迹 n (其中 $1 < n < N$)则通过与两个最近的相邻环的 averages 的径向距离可以使用例如1作为密度补偿系数。

[0093] 期望的激励轮廓 $P(x, y)$ 按照本发明是旋转对称的并且,只要在极坐标中规定,仅取决于径向距离 $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ 并且不取决于极角或方位角 φ_r ,即,成立 $P(x, y) = P(r)$ 。

[0094] 通过公式(3)中的傅里叶变换从笛卡尔到极坐标的坐标变换首先获得:

$$[0095] \quad \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(x, y) e^{2\pi i (k_x(t)x + k_y(t)y)} dx dy = \int_{r=0}^{\infty} \int_{\varphi_r=-\pi}^{\pi} P(r) e^{2\pi i kr \cos(\varphi_r - \varphi_k)} r dr d\varphi_r = \quad (3')$$

$$\int_{r=0}^{\infty} \int_{\varphi_r=-\pi}^{\pi} P(r) \left(\sum_{m=-\infty}^{\infty} i^m J_m(kr) e^{im(\varphi_r - \varphi_k)} \right) r dr d\varphi_r$$

[0096] 在此 φ_r 是位置矢量 $(x, y) = (r, \varphi_r)$ 的方位角并且 φ_k 是波矢量 $(k_x, k_y) = (k, \varphi_k)$ 的方位角并且 J_m 是第 m 阶贝塞耳函数。在假定期望的激励轮廓是旋转对称的情况下,可以将关于空间方位角的积分包括到和数中,并且只剩下第0阶的项。由此可以将公式(3')简化写为:

$$[0097] \quad b_1(t) \propto 2\pi \frac{|(g_x(t), g_y(t))|}{\rho(k_x(t), k_y(t))} \int_0^{\infty} P(r) J_0(k(t)r) r dr \quad (7)$$

[0098] 因为在圆形轨线上波矢量 $k(t) = k$ 的绝对值是恒定的,所以从该图示中直接得出,对于确定的圆形轨线(激励)在右侧上的积分也是恒定的并且由此 b_1 幅度在单个环形轨迹期间也是恒定的。由此如开头解释的那样梯度线圈的接通延迟不再重要。

[0099] 按照本发明的二维HF脉冲可以构造为具有多个这样的子脉冲的“综合的”HF脉冲

(英语“composite RF-Pulse”),其中每个子脉冲由具有持续时间 T_n 的恒定幅度的“ $b_1(n)$ ”组成并且梯度在入射持续时间 T_n 期间正弦形或余弦形地以周期 T_n 这样振荡,使得在所属的激励 k 空间中遍历一个圆形轨线(即所属的第 n 个环形轨迹)。

[0100] 具体地,为了激励定义的体积或激励轮廓,必须在单个子脉冲的设计之前首先更精确确定环形轨迹。以下在此作为例子又假定具有直径 d 的圆柱形棒体积,其例如可以在导航技术中被使用。

[0101] 对于应用者有关的和由此由其规定的参数是棒的直径 d 和第一边激励SL(Sidelobe,旁瓣)的距离 S_{SL} 。边激励(Seitenanregung)是由于 k 空间的离散扫描而不可避免的。应用者这样大地选择第一边带(Seitenband)SL的距离,使得其刚好处于检查对象的外部并且由此没有组织被激励。如果检查对象是成年人,则对于距离的直径的典型值是 $d \sim 25$ mm并且在上述导航应用中对于第一边带的距离是 $S_{SL} \sim 400$ mm。

[0102] 从公式(7)中可以看出,复数值的 b_1 场和期望的激励轮廓 $P(r)$ 形成傅里叶变换对。

[0103] 从特征 $P(r) = 0$ 对于 $r > S_{SL}$ 和尼奎斯特理论中根据以下得出 k 空间中扫描的最小距离

$$[0104] \quad \Delta kr \leq \frac{1}{2 \cdot S_{SL}} \quad (8)$$

[0105] 激励的规定的直径 d 通过扫描的 k 空间的直径 $2 \cdot kr_{\max} = 2 \cdot N \cdot \Delta kr$ 确定环形轨迹的数量 N :

$$[0106] \quad \frac{d}{2} = \frac{1}{2 \cdot kr_{\max}} \rightarrow d = \frac{1}{N \cdot \Delta kr} \quad (9)$$

[0107] 因为期望的激励轮廓的傅里叶变换对于 $kr > kr_{\max}$ 是零,所以其频谱被限制。由此可以应用尼奎斯特理论并且关系(9)是直接的结果。

[0108] 从公式(8)和(9)中获得环形轨迹的最小数量 N 作为规定的参数 d (激励轮廓的直径)和 S_{SL} (第一边激励的距离)的函数:

$$[0109] \quad N = 2 \cdot \frac{S_{SL}}{d} \quad (10)$$

[0110] 图3为了解释示出了通过具有直径 d 和具有按照距离 S_{SL} 的边激励SL棒形激励轮廓EP的、一层的位置空间图像(即横截面)。位置空间图像是具有240mm直径的球形模体的图像。在FLASH序列中将传统的激励脉冲通过具有按照本发明的具有同心的环形轨迹的激励轨迹的二维选择性HF脉冲代替。环的数量设置为 $N=8$ 并且第一边环的距离设置为等于64mm。这相应于在图2中示出的轨迹,即,图2和3也示出了两个傅里叶域中激励的关系(图3中的位置空间中的激励轮廓和图2中的所属的激励 k 空间 S_k)。按照公式(10)由此预计为 $d = 2 \cdot 64/8 \text{ mm} = 16 \text{ mm}$ 的中央激励轮廓的直径。在按照图3的测量中确定的尺寸与该计算一致。第二边带具有128mm的半径或256mm直径并且由此已经位于球外部。在拍摄中使用具有在读出和相位编码方向上的各256个像素的正方形矩阵。其余的序列参数在图3中图像的建立中是 $TR=50 \text{ ms}$, $TE=6.3 \text{ ms}$ 和翻转角 30° ,共振频率是123MHz。

[0111] 当基于激励轮廓的直径 d 和旁瓣距离 S_{SL} 确定了环形轨迹的数量 N 和环形轨迹 $n=1$ 到 N 的半径 $kr_n = n \cdot \Delta kr$ 时,可以借助公式(1)和(2)确定对于每个环形轨迹的最大的梯度幅度 A_n 和脉冲持续时间 T_n 。通过公式(6)的、关于四分之一周期的积分获得在半径 $kr_n = n \cdot$

Δkr 和梯度幅度 A_n 的绝对值以及第 n 个环形轨迹的持续时间 T_n 之间的以下关系:

$$[0112] \quad A_n = \frac{2\pi}{(\gamma/2\pi)} \frac{n \cdot \Delta kr}{T_n} \quad (11)$$

[0113] 为了将激励脉冲的持续时间最小化,例如将公式(11)中 T_n 的选择为这样小,使得规定的最大梯度幅度 $G_{\max}$ 和规定的最大允许梯度增长率 $S_{\max}$ (英语“slew rate”)刚好不被超过。最大允许的梯度幅度 $G_{\max}$ 通常通过梯度系统的性能确定,而在最大允许的梯度增长率 $S_{\max}$ 的规定时优选考虑梯度系统的性能和被检查的人的可能的神经刺激。

[0114] 图4示出了单个环形轨迹的HF子脉冲 RF_n 的设计的例子。图示在此以序列图或脉冲图的一个小的部分的形式进行。在该脉冲图中以通常的方式在上面的时间轴上关于时间 t 示出了高频脉冲以及在之下的不同时间轴上示出了与之协调地待接通的梯度脉冲。在此仅示出对于在该层内部的选择性激励有关的在 x 和 y 方向上的梯度脉冲 $GP_{x,n}$, $GP_{y,n}$ (梯度曲线的幅度 A_n)。在梯度下面分别画出了通过涉及的梯度曲线对自旋起作用的、积累的0阶矩(在各自的梯度脉冲下面的面积的绝对值) F_1, F_2 ,根据作用方向具有不同的符号。

[0115] 时间轴的零点与HF子脉冲 RF_n 的中心重合, x 梯度脉冲 $GP_{x,n}$ 相应于公式(6)具有正弦形曲线, y 梯度脉冲 $GP_{y,n}$ 具有余弦形曲线,分别具有周期 T_n (即环形轨迹的时间长度)。该选择可以在不失一般性的情况下任意进行。在时刻 $t = -T_n/2$ 采用高频脉冲之前在两个梯度方向上分别示出一个预相位脉冲 VP_x, VP_y 。在时刻 $t = T_n/2$ 高频脉冲 RF_n 中断之后分别接通一个重聚相位脉冲 RP_x, RP_y 。

[0116] 在 y 方向上的预相位脉冲 VP_y 之所以是有意义的,是因为在时刻 $t = -T_n/2$ 梯度场不能瞬间地从0上升到 A_n 。即其用于通过梯度线圈的电流的升高(英语“ramp up”)。相应地,在 y 方向上的重聚相位梯度 RP_y 用于梯度电流的下降。两个梯度脉冲 VP_y, RP_y 的总矩对于每个HF子脉冲,即对于每个环形轨迹,是0($-F_2 + F_2 = 0$)。由此实现,由前面的子脉冲(预相位梯度)或者说由该子脉冲或前面的子脉冲(重聚相位梯度)在横向平面中激励的(静态的)自旋,由于这些梯度而没有获得任何相位。在具体在图4中示出的实施方式中选择对于预相位梯度或重聚相位梯度 VP_y, RP_y 的三角形(或梯形)曲线,因为由此梯度的持续时间在给出的最大幅度 $G_{\max}$ 和增长率 $S_{\max}$ 的情况下可以被最小化。在此存在大的自由度。利用四分之三正弦波例如可以降低梯度噪音。此外可以从三个循环中选择梯度曲线,对于所述循环,一阶矩也消失,以便也可以不影响在 y 方向上流动的自旋。

[0117] 在 x 方向上的预相位脉冲 VP_x 用于将 k 空间轨迹对中心。其0阶矩 F_1 等于在HF激励期间正弦形梯度脉冲 $GP_{x,n}$ 的四分之一周期之下的0阶矩 F_1 。在 x 方向上的重聚相位梯度 RP_x 具有相同的绝对面积 F_1 和相反的符号。其将 k 空间轨迹带回到原点。在 x 方向上的梯度的总矩(具有和没有HF入射)是0。由此已经通过前面的子脉冲被激励的(静态)自旋保持不受影响。在图4中示出的实施方式中为了最小化所需的时间又选择三角形曲线。替换地,例如在此也可以是梯形曲线或半正弦波。如果二维选择性HF脉冲例如作为激励脉冲在扰相的梯度回波序列中被采用,其中所有自旋在激励之前处于纵向方向上,则例如可以将 x 方向上的预相位梯度 VP_x 对于激励的第一子脉冲省去,因为梯度对具有纵向取向的自旋没有影响。

[0118] 如上所述,在每个单个子脉冲中 b_1 幅度是恒定的。 N 个子脉冲的值 $b_{11}, b_{12}, \dots, b_{1N}$ 的计算在预先给出的、期望的旋转对称激励轮廓 $P(r)$ 的情况下借助公式(7)进行。但是该公式(7)仅规定每个子脉冲的相对 b_1 幅度或者说比例。但这是足够的。 b_1 幅度的物理值(例如以 μT

为单位)可以由此如下确定:

[0119] 共振频率位于HF(子)脉冲的带宽内部的自旋的磁化在脉冲的末端以如下翻转角从均衡位置翻转:

$$[0120] \quad \alpha = \gamma \int_{t_0}^{t_0+T} b_1(t) dt \quad (13)$$

[0121] 在此 t_0 是子脉冲的接通时间并且回磁比(英语“gyromagnetic ratio”) γ 是物理常数,其取决于被激励的核。对于质子,其值为 $\gamma = 2\pi \cdot 42,57\text{MHz/T}$ 。

[0122] 因为 b_1 幅度在子脉冲期间是恒定的,所以从公式(13)对于第 n 个子脉冲的翻转角值直接得到:

$$[0123] \quad \alpha_n = \gamma b'_{1n} T_n \quad (13b)$$

[0124] 在此 b_{1n} 是借助公式(7)(具有等号替代比例符号)计算的用于第 n 个子脉冲的值, $b'_{1n} = c \cdot b_{1n}$ 是第 n 个子脉冲的首先未知的物理的 b_1 幅度。于是在假定HF脉冲的总持续时间相对于弛豫时间是短的(即自旋在HF入射期间没有在相关的周围范围内又弛豫)的情况下成立,综合的脉冲的翻转角 α 等于第 n 个子脉冲的翻转角值 α_n 的和:

$$[0125] \quad \alpha = \sum_{i=1}^N \alpha_i = \sum_{i=1}^N \gamma b'_{1i} T_i \quad (14)$$

[0126] i 在此仅是关于所有子脉冲的另一个动态变量, N 仍是子脉冲的总数。

[0127] 从公式(14)中按照如下获得第 n 个子脉冲的翻转角值 α_n :

$$[0128] \quad \alpha_n = \frac{\alpha \alpha_n}{\alpha} = \frac{\alpha \alpha_n}{\sum_{i=1}^N \alpha_i} = \frac{\alpha \cdot \gamma \cdot b'_{1n} T_n}{\sum_{i=1}^N \gamma \cdot b'_{1i} T_i} = \frac{\alpha \cdot \gamma \cdot c \cdot b_{1n} T_n}{\sum_{i=1}^N \gamma \cdot c \cdot b_{1i} T_i} = \frac{\alpha \cdot \gamma \cdot c \cdot b_{1n} T_n}{\gamma \cdot c \cdot \sum_{i=1}^N b_{1i} T_i} = \frac{\alpha \cdot b_{1n} T_n}{\sum_{i=1}^N b_{1i} T_i} \quad (15)$$

[0129] 最后的等号成立,因为在 b'_{1n} 和 b_{1n} ($b'_{1n} = c \cdot b_{1n}$)之间的比例常数 c 取决于子脉冲 n 。由此可以将分母中的常数 c 提到和数之前并且约去。

[0130] 公式(15)右边的所有项的计算在前面已经示出。从翻转角 α_n 于是可以借助公式(13b)计算第 n 个子脉冲的幅度的所求的物理值:

$$[0131] \quad b'_{1n} = \frac{\alpha_n}{\gamma T_n} \quad (16)$$

[0132] 如上讨论的,子脉冲的幅度是以两个系数,即, k 空间横向速度(k -Raum-Transversalgeschwindigkeit)和密度补偿系数加权的、期望的径向轮廓的一维傅里叶变换。公式(7)中的积分在此可以根据期望的激励轮廓解析地或数值地计算。在实现的实施方式中选择高斯激励轮廓,

$$[0133] \quad P(r) = \frac{a^2}{\pi} e^{-a^2 r^2} \quad (17)$$

[0134] 其中关于期望的直径 d 这样确定变量 a ,使得在高斯函数下面的总面积的90%位于直径 d 内部。

[0135] 第一加权系数,即, k 空间横向速度等于梯度幅度的绝对值 A_n :

$$[0136] \quad \left| (g_{x,n}(t), g_{y,n}(t)) \right| = \sqrt{g_{x,n}^2(t) + g_{y,n}^2(t)} = A_n \quad (18)$$

[0137] 梯度幅度的绝对值 A_n 在整个环形轨迹期间是恒定的并且关于公式(8)至(11)作为预先给出的参数 d, S_{SL} 的函数规定。

[0138] 第二加权系数、即密度补偿系数的计算在以下以具有等距的环距离的同心环形轨迹为例解释。

[0139] 根据公式(5),密度补偿系数可以通过与 k 空间扫描点 (k_x, k_y) 相关联的面积 $\Delta A(k_x, k_y)$ 和由该面积 ΔA 包围的轨迹的长度 $\Delta l(k_x, k_y)$ 的商来近似。在每个实际的实现中HF幅度被数字化。 M_n 是第 n 个子脉冲的HF扫描点(英语“样本”)的数量。于是与每个扫描点相关联的第 n 个轨迹的长度 Δl_n 是第 n 个环形轨迹的直径除以扫描点的数量:

$$[0140] \quad \Delta l_n = \frac{2\pi \cdot kr_n}{M_n} = \frac{2\pi \cdot n \cdot \Delta kr}{M_n} \quad (19)$$

[0141] 与单个样本相关联的面积 ΔA 如在图5(阴影面积)中可以理解的那样是该长度 Δl_n 乘以在两个相邻的环形轨迹之间的距离 Δkr :

$$[0142] \quad \Delta A_n = \Delta l_n \Delta kr \quad (20)$$

[0143] 对于第 n 个环形轨迹的密度补偿系数 ρ_n 由此是

$$[0144] \quad \rho_n = \frac{\Delta l_n}{\Delta A_n} = \frac{1}{\Delta kr} \quad (21)$$

[0145] 在图(2)和(5)中示出的例子中(等距的环距离)密度补偿系数对于所有子脉冲是相同的。在不等距的环距离情况下(例如参见图10)可以对于一个环形轨迹近似地将公式(20)和(21)中的径向的环距离 Δkr 通过与两个相邻环形轨迹的平均距离代替。

[0146] 旋转对称的激励轮廓的中心可以以离梯度系统的等中心的距离 $(\delta x, \delta y)$ 被移开,方式是,利用与瞬时的梯度矩成线性比例的相位系数修改 b_1 场:

$$[0147] \quad b_{1n, \text{complex}}(t, \delta x, \delta y) = b_{1n} e^{-2\pi i (k_{x,n}(t) \delta x + k_{y,n}(t) \delta y)} \quad (22)$$

[0148] 在此 b_{1n} 是对于在等中心中的激励的第 n 个子脉冲的取决于时间的 b_1 幅度并且 $(k_{x,n}(t), k_{y,n}(t))$ 是在遍历第 n 个环时在时刻 t 的波矢量。在此, HF脉冲与现有技术中已知的二维选择性HF脉冲并无不同。

[0149] 对于按照本发明的脉冲排列的构造,其中二维选择性HF脉冲通过这样的上述子脉冲的综合来代替,存在不同的可能性。

[0150] 在最简单的实施方式中简单地在时间上先后执行子脉冲。在单脉冲之间的时间距离在此在原理上可以自由选择。由于由前面的子脉冲影响的、自旋的不可避免的 T_1 -和 T_2 -弛豫,并且由于已经被激励的自旋的信号的去相位,例如由于在执行后面的子脉冲期间的 B_0 非均匀性,在大多数情况下人们优选尽可能短的总脉冲持续时间。特别地优选试图将其中不进行HF入射的时间段最小化。

[0151] 图6示出了为了采集图3中的图像(为此也参见图2中的环形轨迹)被使用的、按照本发明的二维选择性HF脉冲RFE的仿真的脉冲排列PA的脉冲图,以及所属的在 x 和 y 方向上的梯度脉冲 GP_x, GP_y , (类似于图4中、但是现在是完整的二维选择性HF脉冲RFE)。在上面的轴上示出了以任意单位([a.u.])的HF子脉冲的 b_1 幅度。在位于下面的轴上同样以任意单位示出了梯度幅度。时间轴的单位分别是 μs 。选择性HF脉冲可以被划分为八个子脉冲 $RF_1, RF_2, RF_3, \dots, RF_8$ 。具有最大的 k 空间半径 $kr_{\max}$ 的第一子脉冲的持续时间 T 这样短地选择,如在给定

的最大允许的梯度幅度 $G_{\max}$ 和给定的最大允许的梯度增长率 $S_{\max}$ 情况下所可能的那样。其他子脉冲 $RF_2, RF_3, \dots, RF_8$ 的持续时间 T 是非梯度限制的。而是用于遍历所有环形轨迹 $TR_1, TR_2, TR_3, \dots, TR_8$ 的持续时间 T (和由此各自的矩形的RF脉冲 $RF_1, RF_2, RF_3, \dots, RF_8$ 的持续时间 T) 对于所有子脉冲相同地选择。借助在二维选择性螺旋脉冲中的术语,在此可以提及具有恒定的角速度的实施(英语“constant angular rate”)。

[0152] 如上所述地计算各矩形的子脉冲 $RF_1, RF_2, RF_3, \dots, RF_8$ 的(恒定的)幅度。

[0153] 图7示出具有按照本发明的二维选择性HF脉冲 RFE' 的另一个实施变形的脉冲排列 PA' 的相应的(仿真的)脉冲图,以及在 x 和 y 方向上的所属的梯度脉冲 GP_x', GP_y' 。与按照图6的变形的主要区别在于,在此每个单脉冲 $RF_1, RF_2, RF_3, \dots, RF_8$ 的持续时间被单独地计算,并且具体来说这样计算,使得在各自的第 n 个环形轨迹 $TR_1, TR_2, TR_3, \dots, TR_8$ 的给定的 k 空间半径 $kr_n = (N-n+1) \Delta kr$ 情况下给定的最大允许的梯度幅度 $G_{\max}$ 和最大允许的梯度增长率 $S_{\max}$ 刚好不被超过。又借助二维选择性螺旋脉冲中的术语可以将这称作具有恒定的(梯度)增长率的实施方式(英语“constant slew rate”)。

[0154] 在两个在图6和7中示出的实施方式中分别将第 n 个子脉冲的重聚相位梯度与第 $n+1$ 个子脉冲的预相位梯度综合。两个梯度的这样的综合意味着,替代在时间上先后执行两个梯度,仅接通一个梯度(梯度脉冲),其0阶矩等于单梯度的0阶矩之和。综合的目的主要是节省时间。相邻的梯度脉冲的综合的另一个优点在于,由此降低梯度噪音、涡流和梯度线圈和梯度放大器的发热。

[0155] 在按照图7的实施方式中,其中进行HF入射的时间间隔 $T_1, T_2, T_3, \dots, T_8$ 是最佳的。每进一步的缩短导致超过最大允许的梯度增长率 $S_{\max}$ 或最大允许的梯度幅度 $G_{\max}$ 。于是二维选择性RF脉冲 RFE' 或整个脉冲排列 PA' 的总持续时间的进一步缩短仅通过缩短没有HF入射的、其间进行重聚相位和预相位梯度的时间才可以。

[0156] 图8为此示出了具有按照本发明的二维选择性HF脉冲 RFE'' 的实施变形的脉冲排列 PA'' 的相应(仿真的)脉冲图,以及在 x 和 y 方向上的所属的梯度脉冲 GP_x'', GP_y'' ,其中在具有RF入射的间隔之间的时间再次降低。这通过如下实现,即, k 空间中的相邻的环形轨迹以不同的旋转方向被遍历。例如具有奇数索引的子脉冲的旋转方向是逆时针的而具有偶数索引的子脉冲的旋转方向是顺时针的。

[0157] 该变形的优点可以根据图9来解释,其示出两个相邻的HF子脉冲 RF_n'', RF_{n+1}'' 的放大部分和所属的在 y 方向上的梯度脉冲 GP_y'' 的部分(具体在图9中示出的子脉冲 RF_n'', RF_{n+1}'' 例如可以相应于图8中的位于通过两条线表示的部分中的脉冲 RF_3, RF_4 ,但是原该理对于所有其他时间上先后跟随的子脉冲 RF_n'', RF_{n+1}'' 都是相同成立的)。

[0158] 如在图9中明显可以看出的,在时间间隔 T_n 和时间间隔 T_{n+1} 之间的 y 梯度由两个三角形梯度组成。第一梯度具有幅度 A_n 和斜坡持续时间 RT_n ,第二梯度具有幅度 A_{n+1} 和斜坡持续时间 RT_{n+1} 。在此成立:

$$[0159] \quad A_n RT_n + A_{n+1} RT_{n+1} = 0 \quad (23)$$

[0160] 两个三角形梯度的面积的绝对值(即0阶梯度矩的绝对值)由此相同。由此位于横向平面中在第 n 个激励脉冲之后的(静态)自旋由于这些梯度而没有获取任何相位。初始条件,即,第 n 个 y 重聚相位梯度的和第 $n+1$ 个 y 预相位梯度的矩分别是零,可以在分别相反的延伸的相邻的环形轨迹的情况下由于幅度 A_n 和 A_{n+1} 的不同符号而通过更弱的条件代替,即,综

合的梯度的总矩(参见等式(23))消失。这是在该方法变形中的附加的时间收益的原因。

[0161] 在图10中示出了k空间 S_k 中按照本发明构造的发送轨迹的另一个实施例(类似于图2)。在此整个发送轨迹同样由围绕k空间中心的同心的环形轨迹组成。然而各个环形轨迹 $TR_1, TR_2, TR_3, \dots$ 不再具有与在按照图1的实施例的情况下相同的径向距离。而是环距离 $\Delta kr_1, \Delta kr_2, \Delta kr_3, \dots$ 朝着k空间中心逐渐减小。特别地k空间中心可以被这样过扫描,即,靠近中心将环距离选择为小于通过公式(8)右边给出的值。通过k空间中心的更密集扫描预计降低在期望的激励轮廓 $P(r)$ 外部的不期望的激励。为了避免通过k空间中心的更密集扫描延长总脉冲,可以欠扫描k空间外围,即,将环距离 $\Delta kr_1, \Delta kr_2, \Delta kr_3, \dots$ 选择为大于通过公式(8)要求的。

[0162] 在图11中示出了k空间 S_k 中按照本发明构造的发送轨迹的实施例(类似于图2中),其中发送轨迹仅在k空间 S_k 的内部区域中(例如在至最大半径 kr_{max} 的一半的半径区域 Δkr_i 中)由围绕k空间中心的同心环形轨迹形成。在k空间 S_k 的外围半径区域 Δkr_a 中取而代之采用螺旋轨迹 TR_s 。同心环形轨迹相对于常规的螺旋形轨迹的优点,如上所述和后面还要结合测试示出的,是更大的鲁棒性,特别是相对于梯度延迟。但是螺旋轨迹的一个优点是其快速性。为了利用这两个优点,由此在该变形中首先利用子脉冲经过具有(不完整的)螺旋轨迹的激励k空间的外围区域并且然后利用分别实现一个同心环形轨迹的子脉冲经过k空间的中央区域。

[0163] 原理上当然也可以是相反的布置,即,外部使用同心的环形轨迹而内部使用螺旋轨迹。但是在图11中示出的变形就此而言是有利的,因为在外围k空间区域中的信息比来自于k空间中心的信息更不重要。这也是为什么在另外示出的变形中(参见图2和10)总是最后覆盖k空间中心的原因。

[0164] 如上所示,在环形轨迹上被入射的每个子脉冲的 b_1 幅度是恒定的,与这在公知的具有EPI或螺旋形轨迹的二维选择性HF脉冲的情况下不同。在入射的HF能量和实际上施加的梯度场之间的不期望的延迟由此仅导致仅在子脉冲的开始和仅在子脉冲的结束时的错误。这导致在存在梯度延迟时间的情况下选择轮廓的极好的鲁棒性。

[0165] 图12至14示出该鲁棒性的试验验证。为此分别在二维选择性FLASH序列中将激励脉冲通过二维选择性HF脉冲代替。在所有三个图12至14的上面行中该二维选择性HF脉冲分别是具有EPI轨迹的传统的脉冲,在下面的行中是具有按照本发明的同心的环形轨迹的综合的HF脉冲。

[0166] 中间的和右边栏中的图像在所有图中分别与左边栏中的所属的图像通过如下相区别,即将入射的RF场首先人工地以 $15\mu s$ 或 $45\mu s$ 相对于施加的梯度场延迟(延迟时间分别利用 $De1$ 表示)。在测量中使用的模体是以模体液体填充的球。第一边带的距离在所有情况中是 $128mm$ 并且由此在模体外部。

[0167] 期望的激励轮廓在具有EPI轨迹的所有激励情况下分别是方形棒和在具有同心环形轨迹的所有激励情况下分别是圆柱体,以便分别将激励轮廓的形状匹配于轨迹的几何基本结构并且由此保证可比性。在按照本发明的激励情况下环形轨迹的数量 N 是8并且圆柱体的直径相应地是大约 $32mm$ 。这样选择EPI脉冲的参数,使得方形棒的边长(至少理论上)也为 $32mm$ 。

[0168] 读出视野(英语“readout field of view”)在所有情况中分别是 $256mm$ 并且垂直

于棒或圆柱体轴定向。图像在西门子3T MAGNETOM Verio中被拍摄。

[0169] 在图12中模体位于MR设备的等中心中。在图13和14中将模体以及激励的期望的位置以50mm在x方向或y方向上移动。棒或圆柱体轴在所有情况中分别在磁体的z方向上(也就是在B₀场的方向上)被示出。

[0170] 在所有三个实验中可以看出,EPI轨迹的轮廓在15 μ s延迟时间的情况下是显著的并且在45 μ s的情况下是完全无序的,而同心环形轨迹的轮廓很大程度地得到保持。只有在45情况下才看出轻微的拖尾效应。

[0171] 在偏心激励(图13和14)情况下延迟时间引起激励相对于(位于读出视野中心中的)期望位置的轻微偏移。然而该误差在许多应用中、特别是在导航应用中是无害的,因为在此例如待激励的棒形体积例如不需要一定是定位在肝尖上,以正确探测呼吸运动。

[0172] 此外该方法的特征也可以有利地用于调节和/或校准延迟时间。例如为此可以一直改变人工插入的附加延迟时间,直到测量的激励轮廓恰好位于期望的位置上并且由此系统内在的(首先未知的)延迟时间被精确补偿。该校准是必须一次性还是必须在活体内地进行,取决于延迟时间的原因。

[0173] 为此的方法的简化流程图在图15中示意性示出。在步骤I中首先借助按照本发明的方法进行精确定义的激励轮廓的二维选择性激励。然后在步骤II中向用户显示基于该在步骤I中进行的测量重建的图像数据。用户可以判断,激励轮廓是否精确位于期望的位置上。如果不是,则他在步骤III中人工地改变梯度延迟时间。在此可以在不同的空间方向上改变梯度。然后在步骤I中进行具有相同的激励轮廓的新的测量并且在步骤II中又显示在此获得的图像。如果用户在步骤II中对结果满意,则磁共振系统是调整的(或按照值的相应协议进行校准)并且然后可以在步骤IV中进行本来的测量。替代通过用户进行的视觉监视可以在更合适的变形中也进行图像数据的自动分析。例如可以借助图像识别软件确定图像数据中激励轮廓的位置并且基于此然后自动地在步骤III中进行梯度延迟时间的调整等,直到最后按照图像数据补偿了延迟时间。

[0174] 最后再次指出,前面描述的详细方法和装置是实施例并且原理也可以在宽的范围由专业人员改变,而不脱离本发明的通过权利要求规定的范围。例如控制序列确定装置22替代在终端上也可以作为控制装置10本身的部分实现,特别是也可以作为测量控制单元15的组件。同样,控制序列确定装置也可以在例如经过网络NW与磁共振设备1相连的单独的计算机系统上实现。为完整起见还要指出,不定冠词“一个”的使用不排除,涉及的特征也可以多重存在。同样概念“单元”或“模块”的使用也不排除,它们由多个必要时也可以在空间上分布的组件组成。

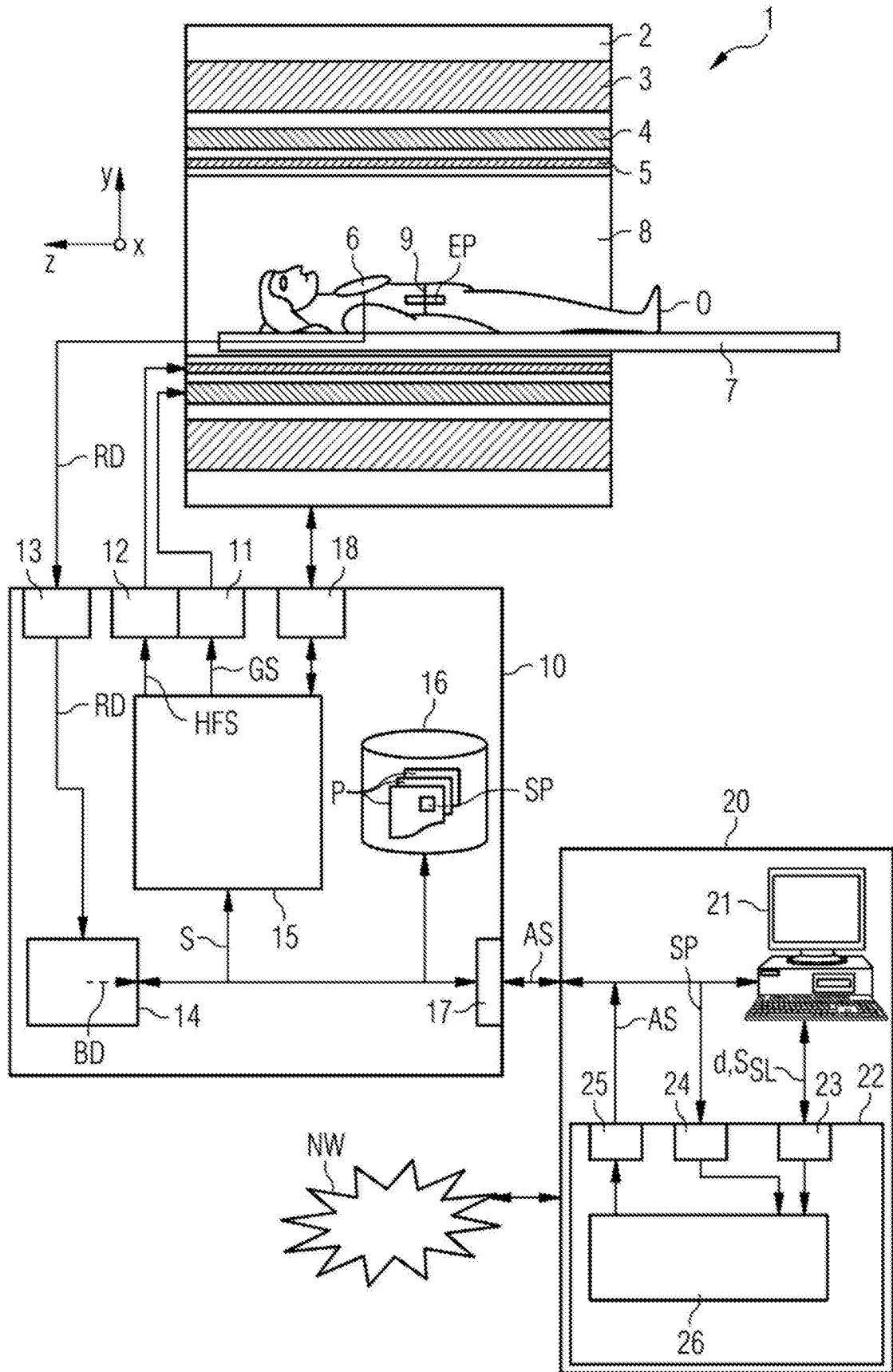


图1

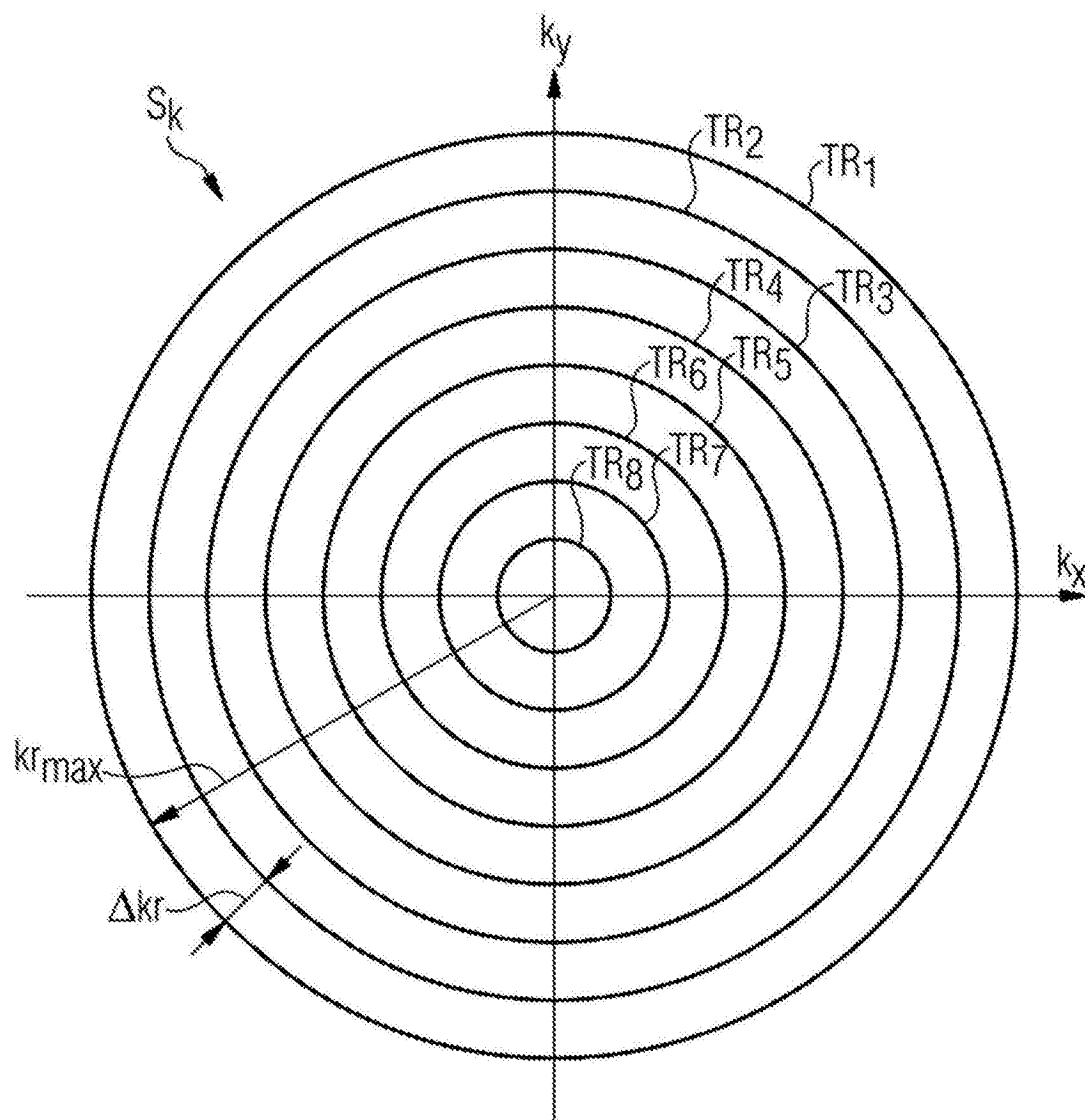


图2

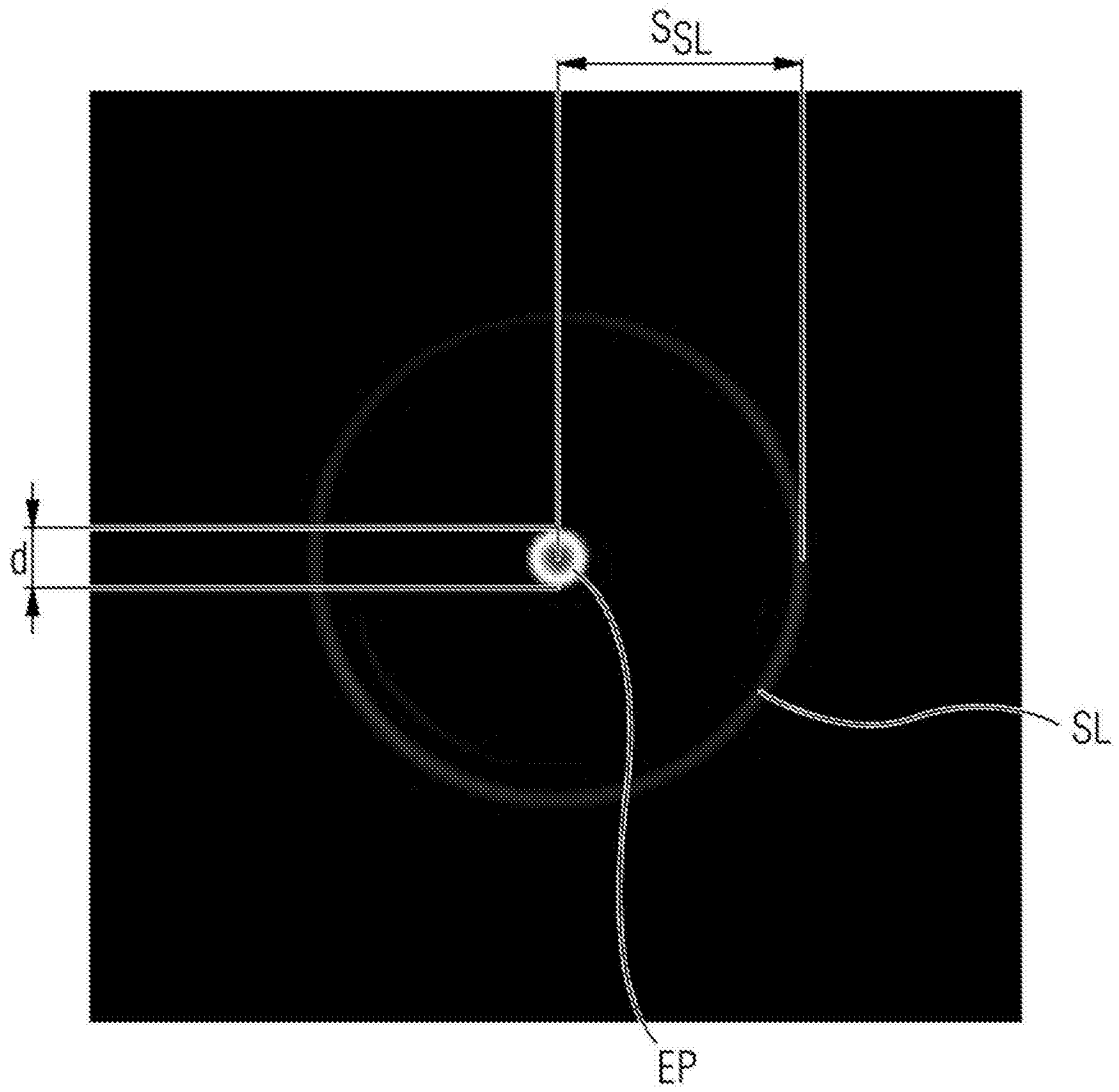


图3

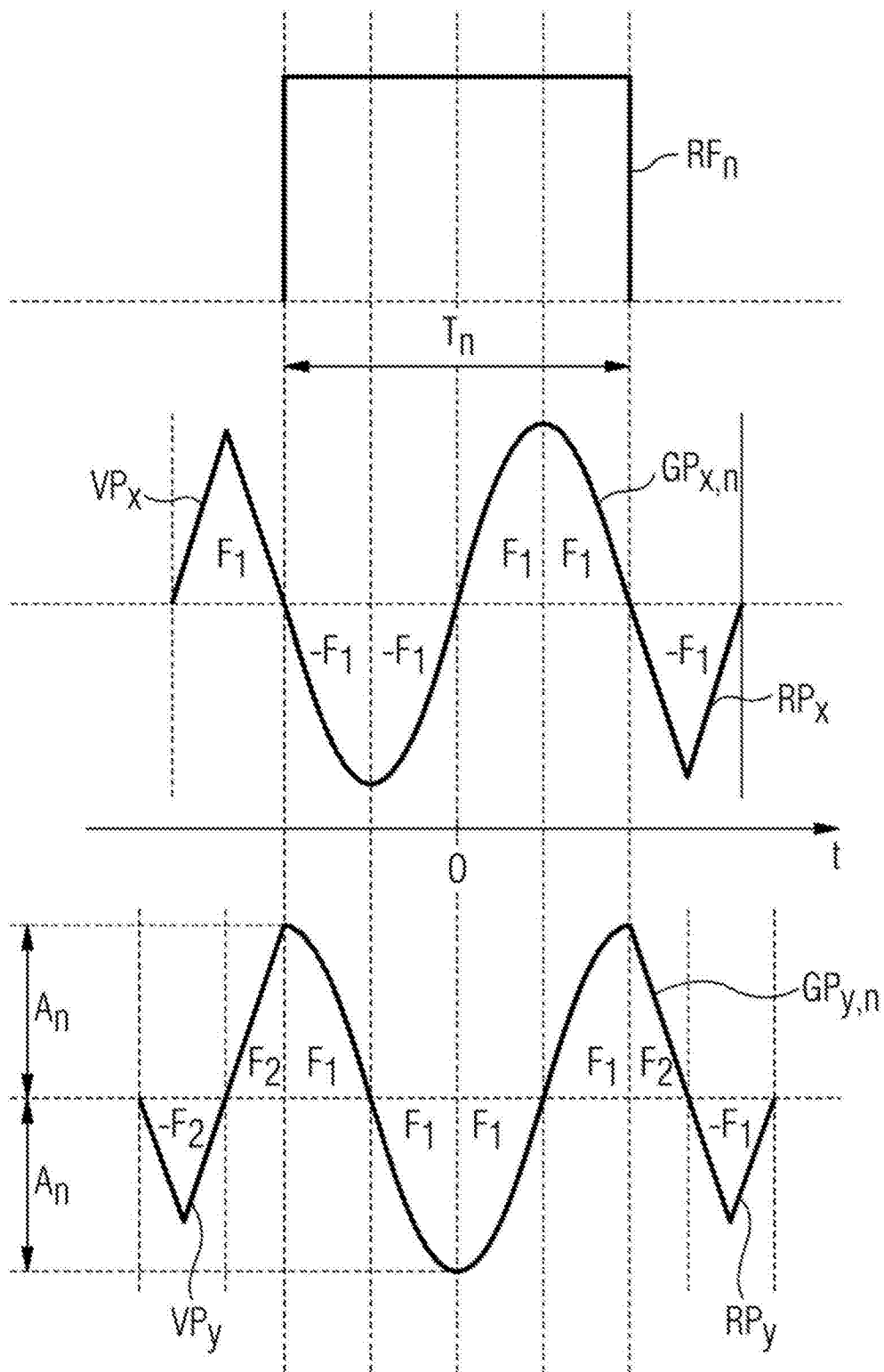


图4

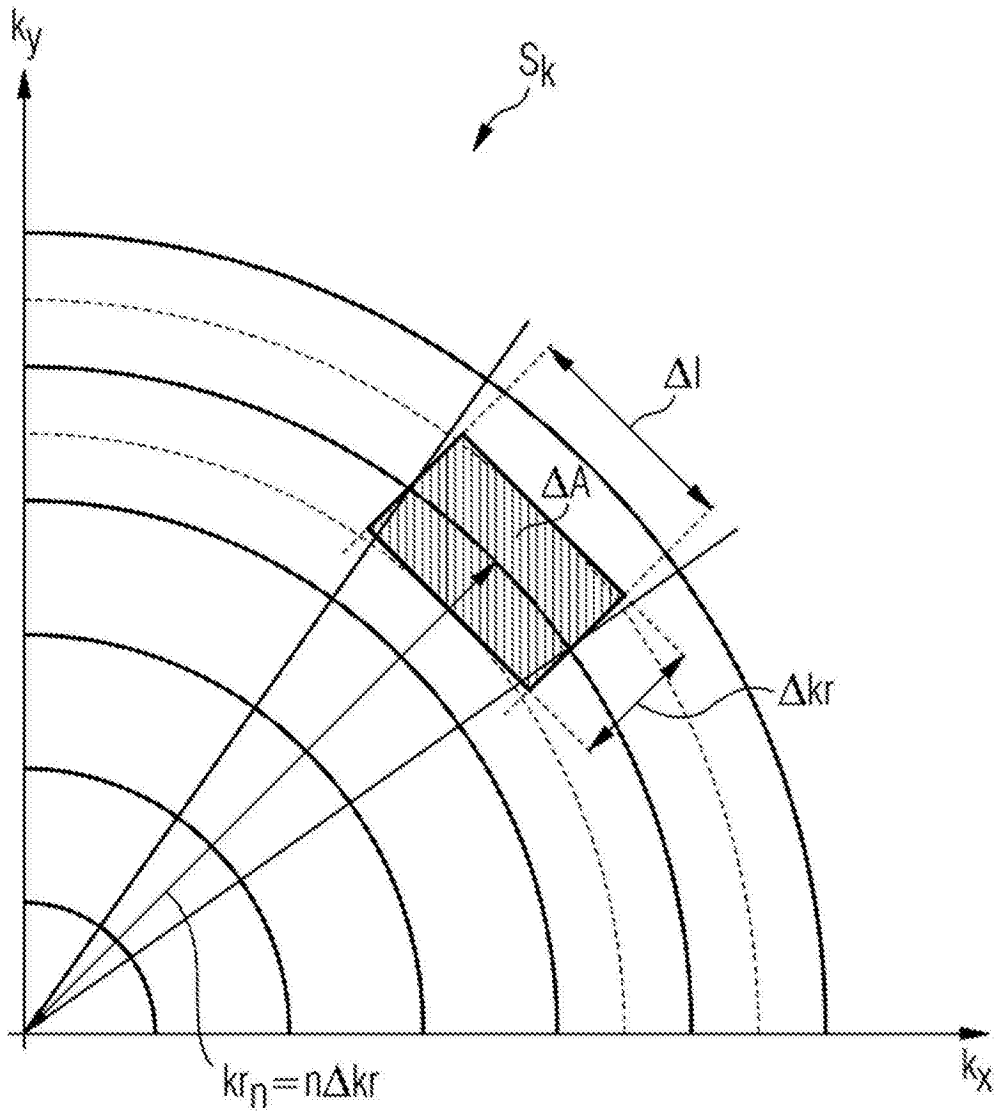


图5

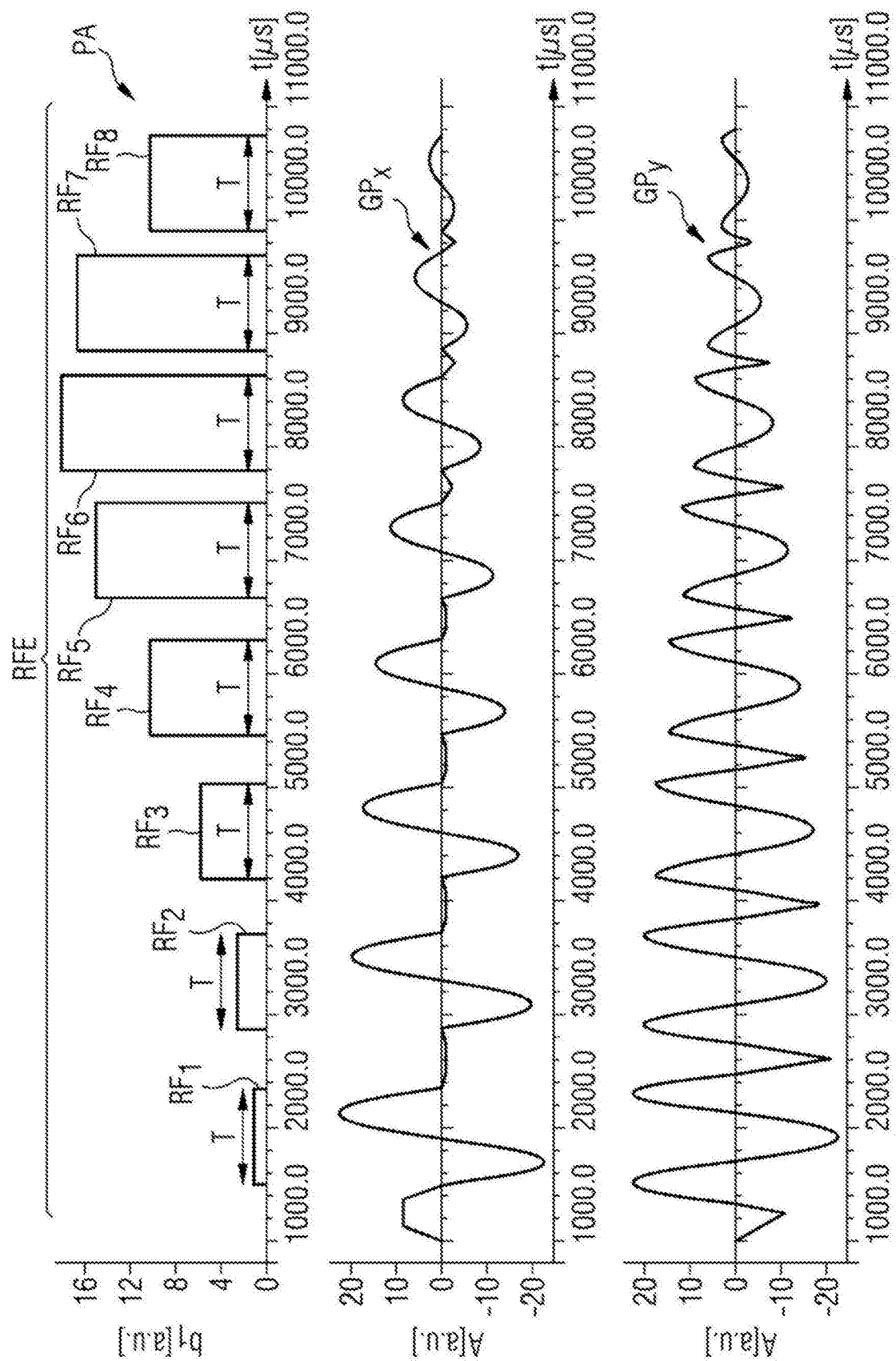


图9

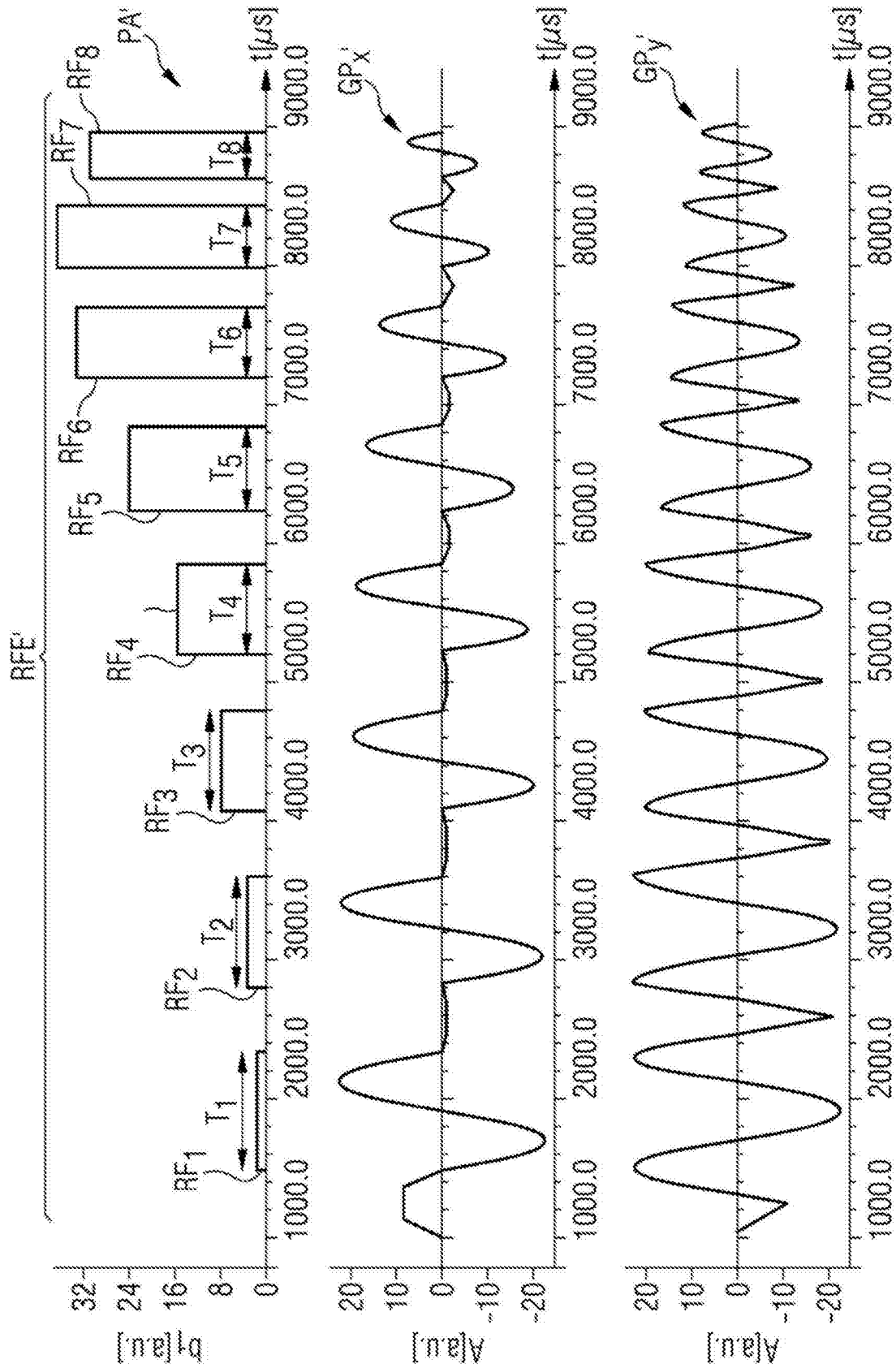


图7

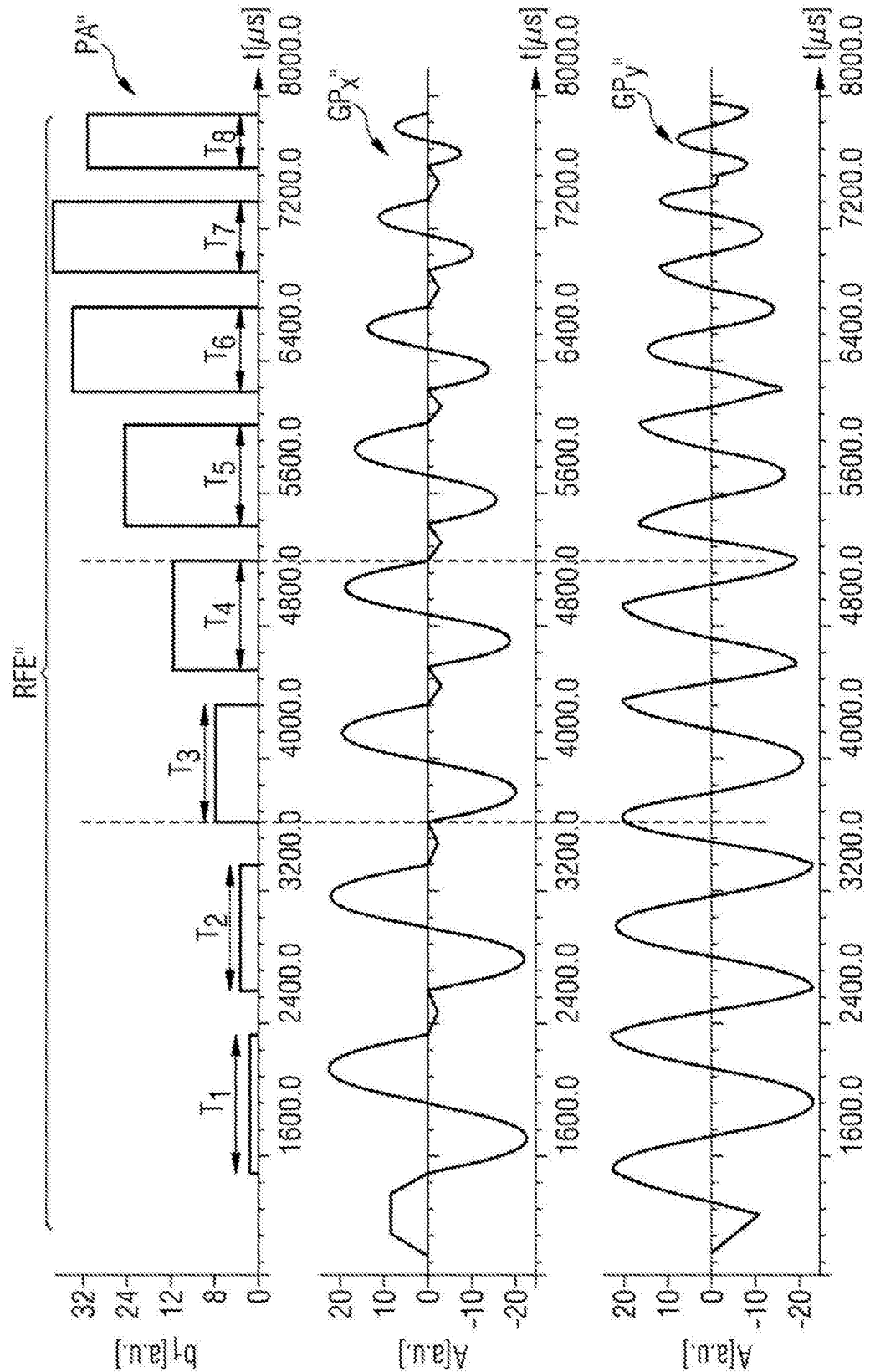


图8

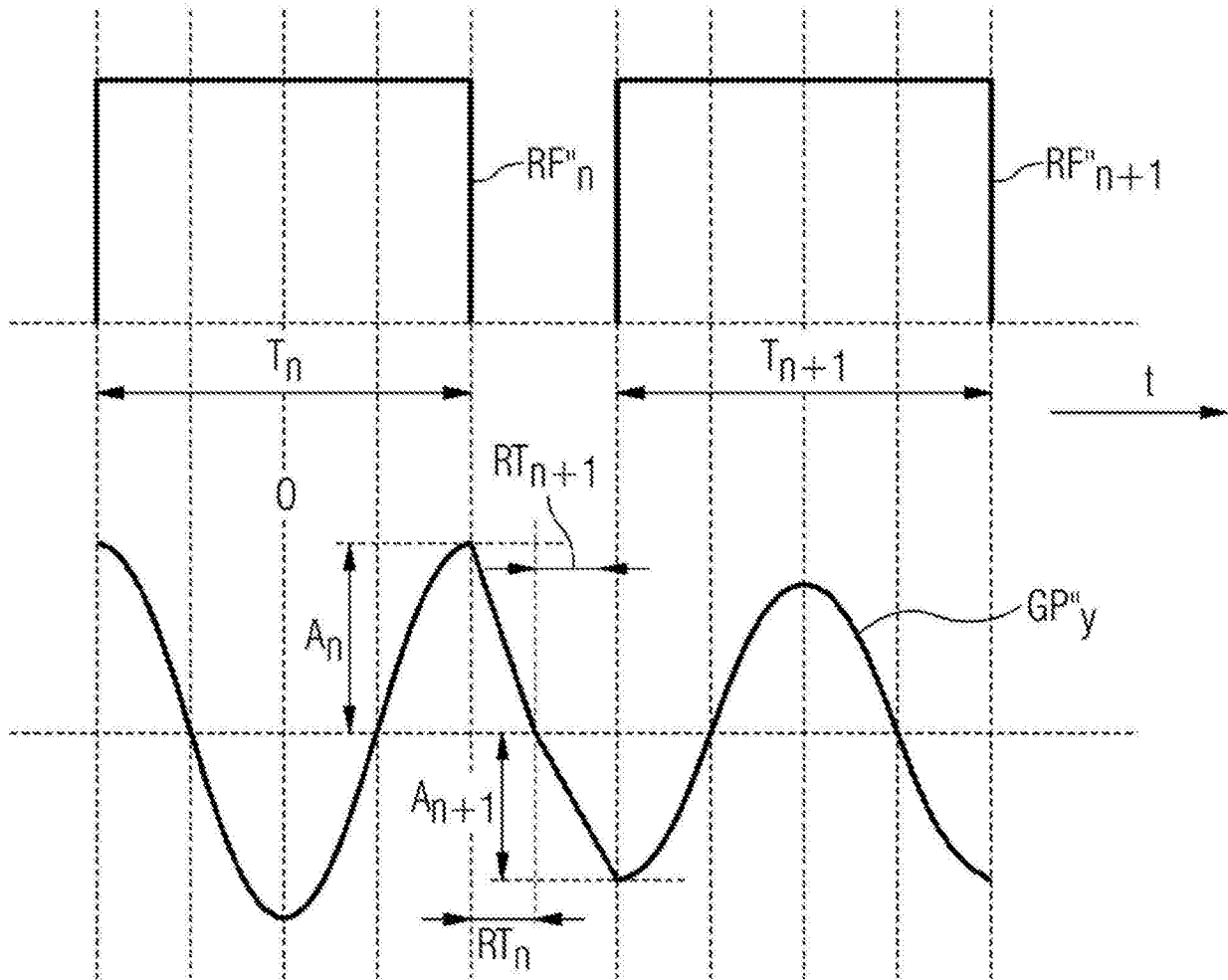


图9

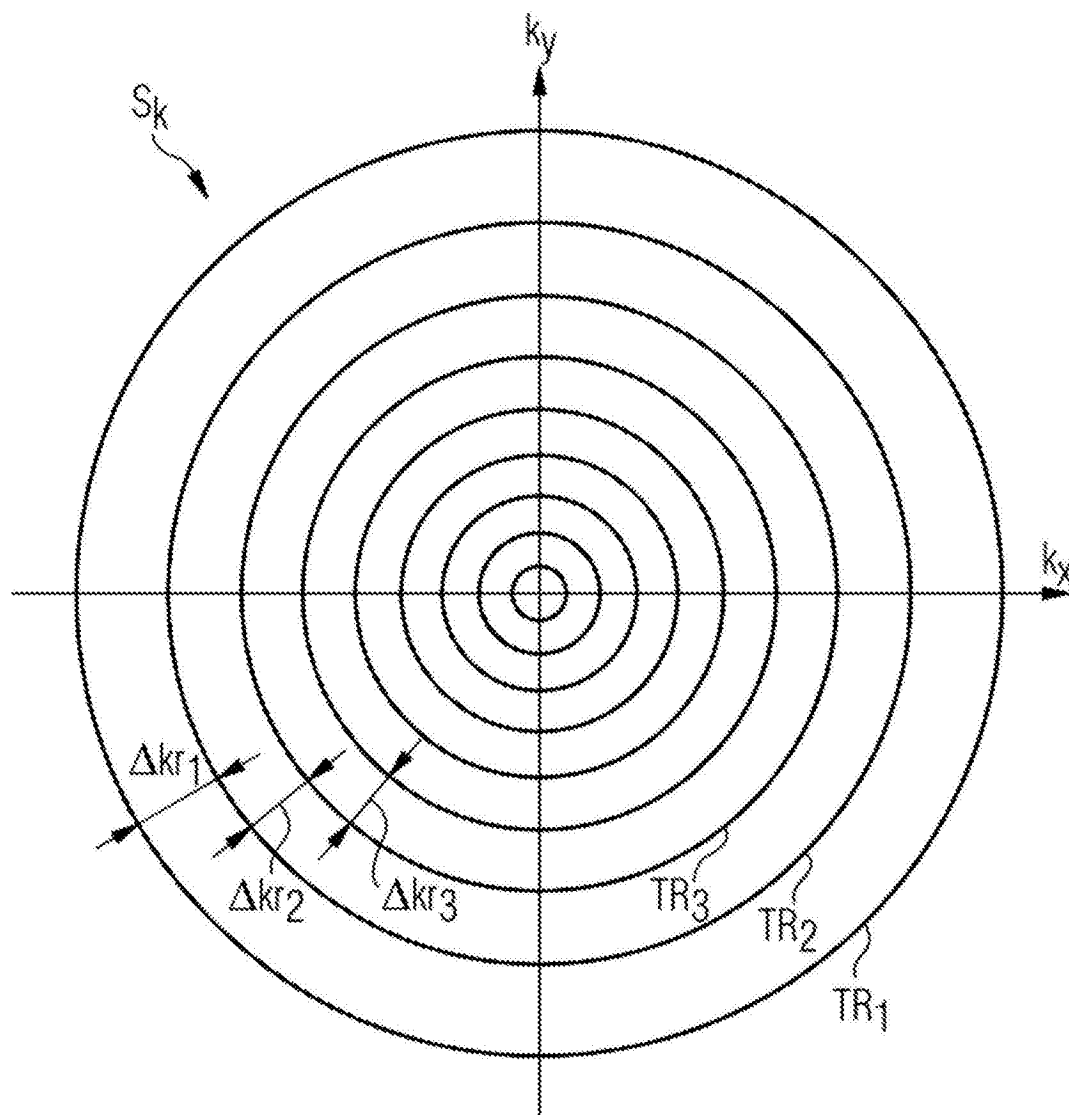


图10

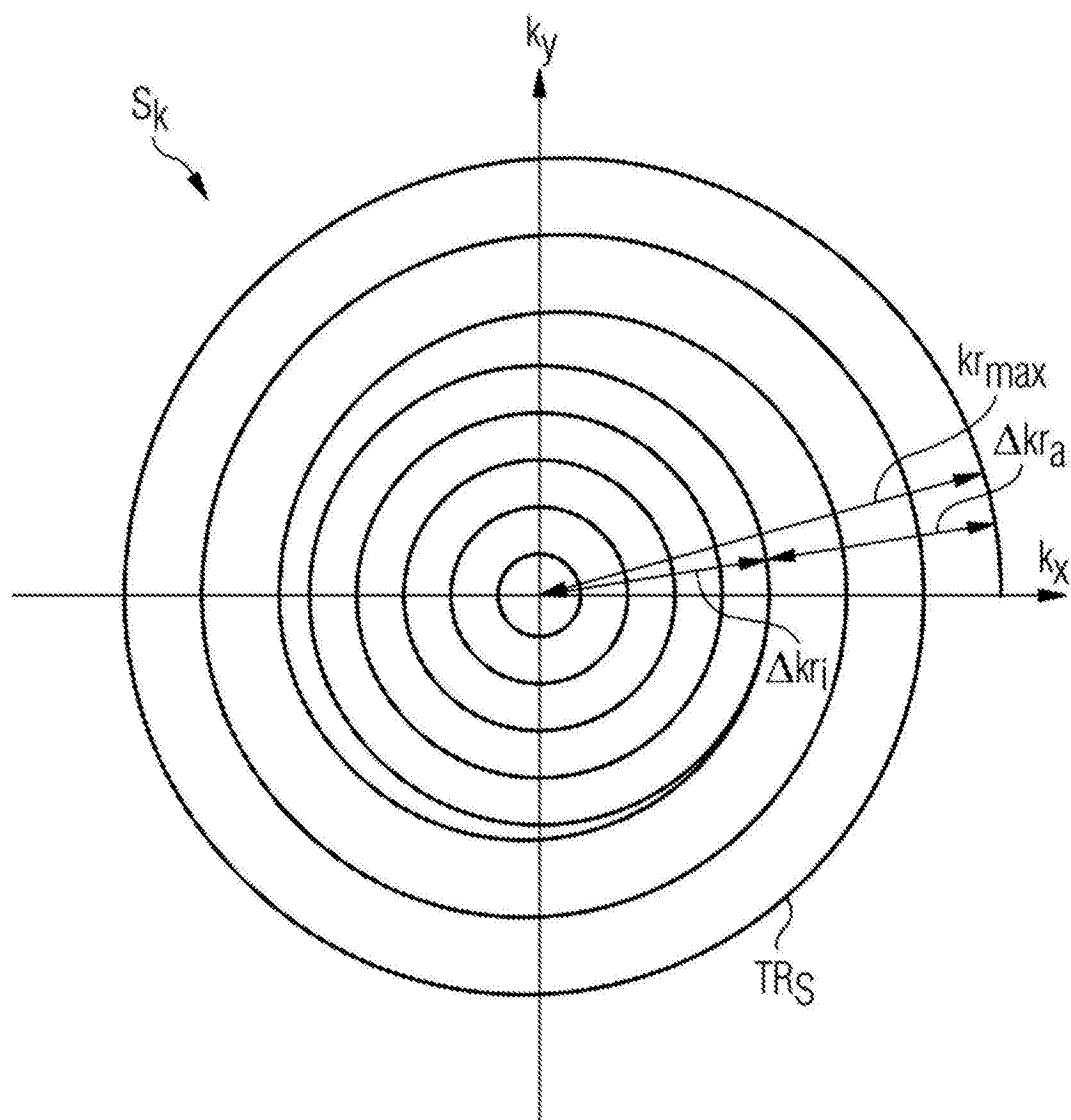


图11

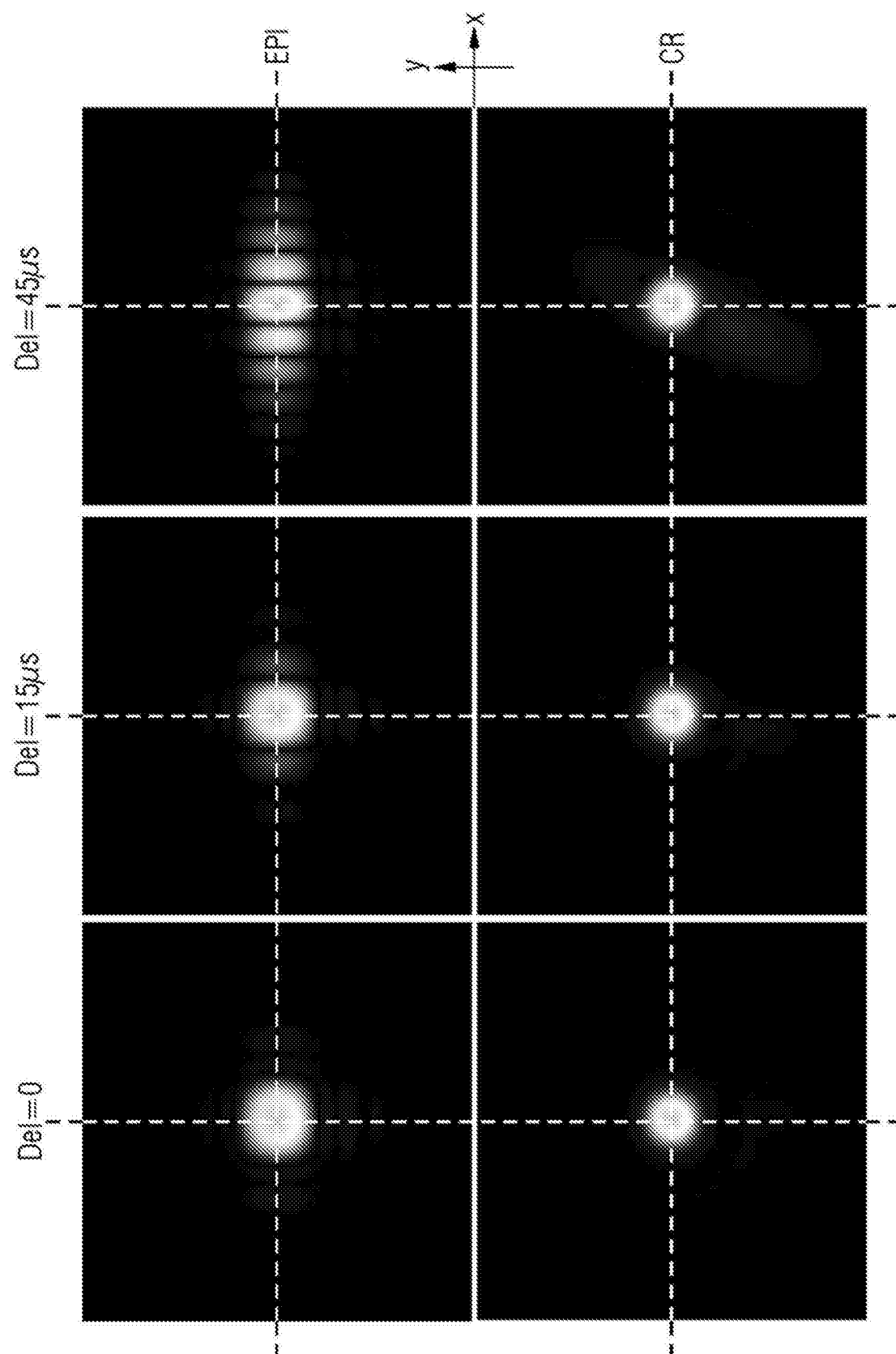


图12

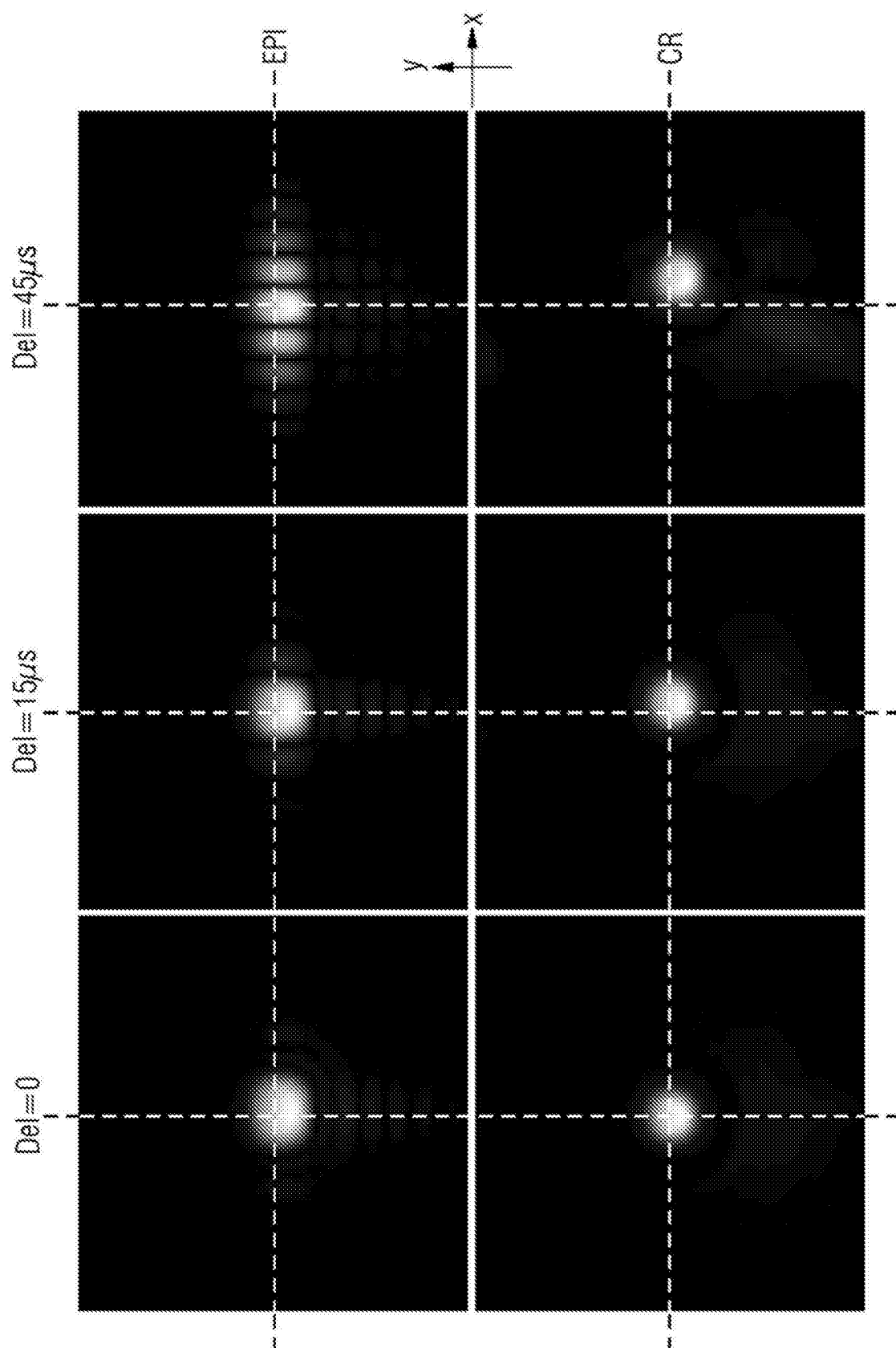


图13

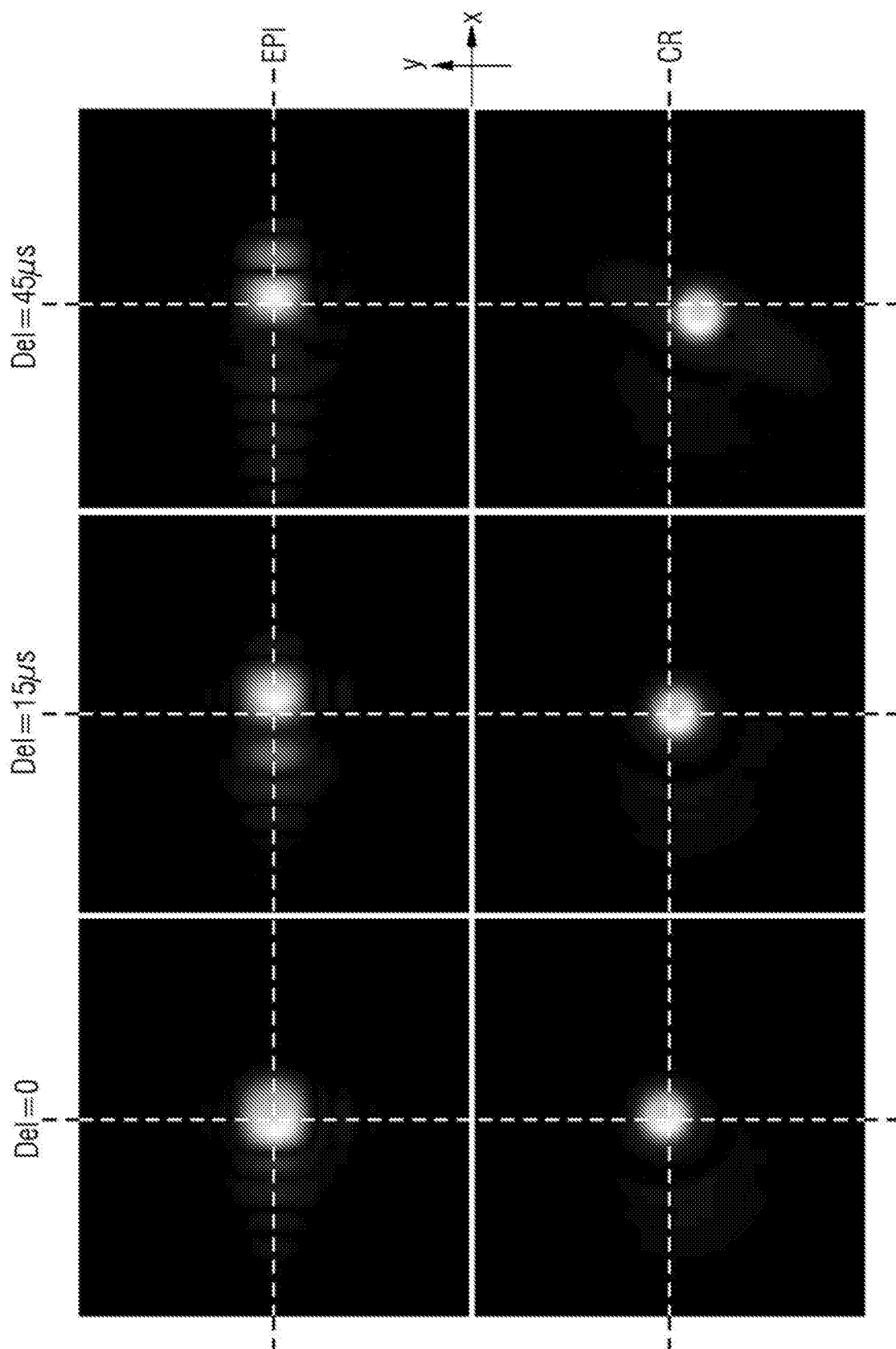


图14

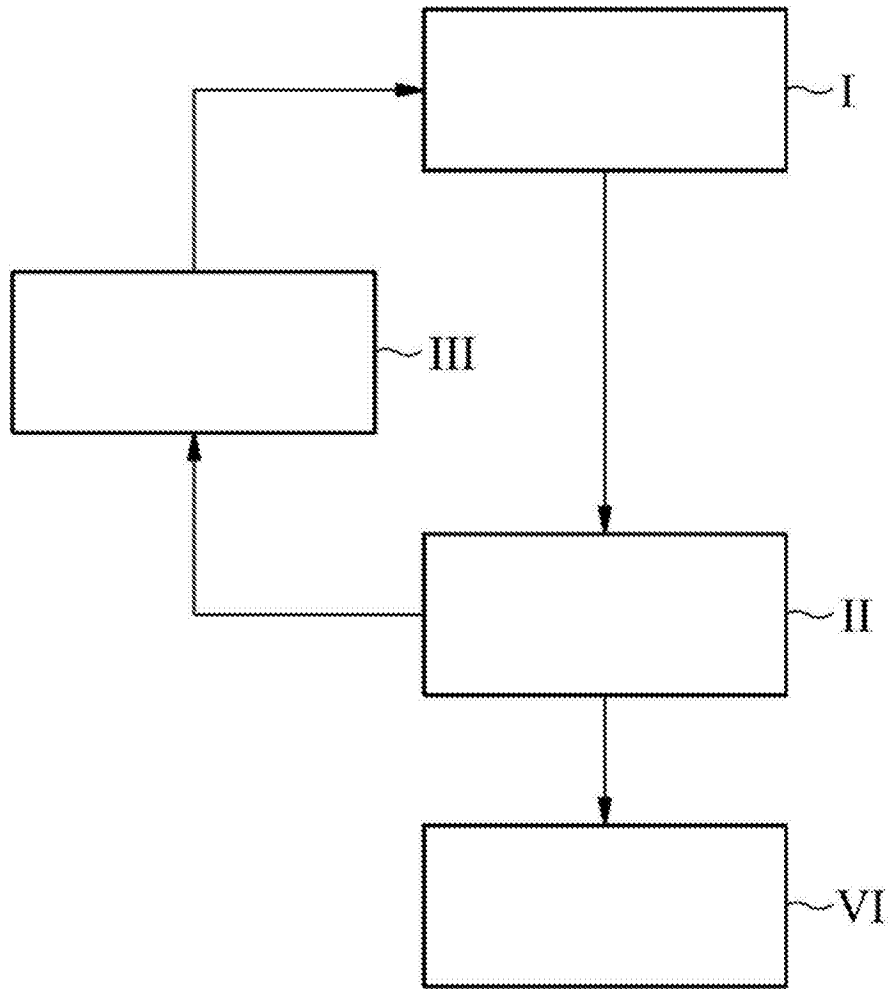


图15