



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103323801 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 25

(21) 申请号 201310087106. 5

(22) 申请日 2013. 03. 19

(30) 优先权数据

102012204401. 9 2012. 03. 20 DE

102012212402. 0 2012. 07. 16 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 J. 普福弗 R. 施奈德

(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)

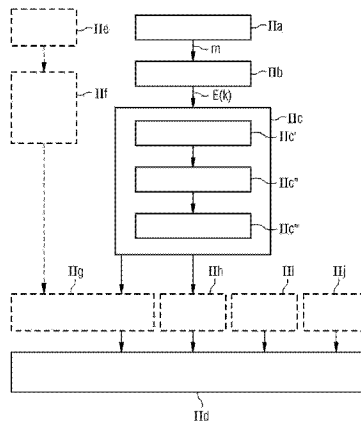
权利要求书2页 说明书15页 附图13页

(54) 发明名称

磁共振系统控制序列的确定

(57) 摘要

本发明描述了用于确定磁共振系统控制序列(AS)的一种方法和一种控制序列确定装置(22),所述磁共振系统控制序列包括至少一个要由磁共振系统(1)发送的高频脉冲串(MP)。在此,首先采集目标磁化(m)并且基于所述目标磁化确定在k空间中的能量分布函数(E(k), E(k_r), E'(k_r))。在考虑k空间中的能量分布函数(E(k), E(k_r), E'(k_r))的条件下确定k空间轨迹(k(t)),对于该k空间轨迹(k(t))然后在HF脉冲优化方法中确定高频脉冲串(MP)。此外,本发明描述了一种用于运行磁共振系统(1)的方法以及一种具有这样的控制序列确定装置(22)的磁共振系统(1)。



1. 一种用于确定磁共振系统控制序列(AS)的方法,所述磁共振系统控制序列包括至少一个要由磁共振系统(1)发送的高频脉冲串(MP),所述方法包括以下步骤:

- 采集目标磁化(m),
- 基于所述目标磁化(m)确定在k空间中的能量分布函数($E(k), E(k_r), E'(k_r)$),
- 在考虑所述k空间中的能量分布函数($E(k), E(k_r), E'(k_r)$)的条件下确定k空间轨迹($k(t)$),
- 在HF脉冲优化方法中确定对于所述k空间轨迹($k(t)$)的高频脉冲串(MP)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,为了确定所述k空间中的能量分布函数($E(k), E(k_r), E'(k_r)$)进行所述目标磁化(m)的傅里叶变换。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,为了确定所述k空间中的能量分布函数($E(k), E(k_r), E'(k_r)$)将所述目标磁化(m)免除平均值。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其特征在于,修改所述k空间中的能量分布函数($E(k), E(k_r)$),并且在考虑修改的能量分布函数($E(k_r), E'(k_r)$)的条件下进行所述k空间轨迹($k(t)$)的确定。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,将所述k空间中的能量分布函数($E'(k_r)$)分割为空间片段(a),并且在各个空间片段(a)中不同地修改。

6. 根据上述权利要求5所述的方法,其特征在于,所述分割基于能量分布函数($E'(k_r)$)的极大值(E_m)进行。

7. 根据上述权利要求4至6中任一项所述的方法,其特征在于,将所述k空间中的能量分布函数($E(k_r)$)利用加权函数(W)进行缩放。

8. 根据权利要求5或6和权利要求7所述的方法,其特征在于,将所述k空间中的能量分布函数($E(k_r)$)在各个空间片段(a)中分别利用加权函数(W)的与所涉及的空间片段(a)对应的值进行缩放。

9. 根据上述权利要求1至8中任一项所述的方法,其特征在于,降低所述k空间中的能量分布函数($E(k_r)$)的维度。

10. 根据上述权利要求1至9中任一项所述的方法,其特征在于,采集多个 B_1 图并且根据所述 B_1 图进行能量分布函数($E(k), E(k_r), E'(k_r)$)的确定,和/或采集 B_0 图(ΔB_0)并且根据所述 B_0 图(ΔB_0)进行能量分布函数($E(k), E(k_r), E'(k_r)$)的确定,和/或在考虑预先给出的k空间轨迹类型(kTT)的条件下进行k空间轨迹($k(t)$)的确定。

11. 根据上述权利要求1至10中任一项所述的方法,其特征在于,基于当前的 B_0 图(ΔB_0)和/或基于所述目标磁化(m)借助解析函数计算k空间中的误差密度($B_{0, err}(k)$),并且在考虑所述误差密度($B_{0, err}(k)$)的条件下进行k空间轨迹($k(t)$)的确定。

12. 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11中任一项所述的方法中确定控制序列(AS),并且然后使用该控制序列(AS)运行磁共振系统(1)。

13. 一种用于确定磁共振系统控制序列(AS)的控制序列确定装置(22),所述磁共振系统控制序列包括至少一个要由磁共振系统(1)发送的高频脉冲串(MP),具有:

- 输入接口装置(23),用于采集目标磁化(m),
- 能量分布确定单元(24),用于基于所述目标磁化(m)确定k空间中的能量分布函数($E(k), E(k_r), E'(k_r)$),

- 轨迹确定单元(25),用于在考虑所述 k 空间中的能量分布函数($E(k)$, $E(k_r)$, $E'(k_r)$)的条件下确定 k 空间轨迹($k(t)$),

-HF 脉冲优化单元(26),用于确定对于所述 k 空间轨迹($k(t)$)的高频脉冲串(MP)。

14. 一种磁共振系统(1),具有高频发送装置(6),具有梯度系统(4)和控制装置(15),所述控制装置被构造为,用于为了执行所期望的测量而基于预先给出的控制序列(AS)发送高频脉冲并且与之协调地通过梯度系统发送梯度脉冲(GP),

其特征在于按照权利要求 13 所述的控制序列确定装置(22),用于确定控制序列并且将其传输到所述控制装置(15)。

15. 一种计算机程序,其可以直接加载到控制序列确定装置(22)的存储器中,具有程序代码段,用于当所述程序在控制序列确定装置(22)中运行时执行按照权利要求 1 至 11 中任一项所述的方法的所有步骤。

磁共振系统控制序列的确定

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定磁共振系统控制序列的一种方法和一种控制序列确定装置。此外,本发明还涉及一种在使用这样的磁共振系统控制序列的条件下用于运行磁共振系统的方法,以及一种具有高频发送装置、梯度系统和控制装置的磁共振系统,所述控制装置被构造为,用于为了执行所期望的测量而基于预先给出的控制序列发送高频脉冲串并且与之协调地通过梯度系统发送梯度脉冲串。

背景技术

[0002] 在磁共振断层造影系统(简称“磁共振系统”)中,通常将待检查的身体借助基本场磁体系统置于相对高的、例如 3 或 7 特斯拉的基本磁场(所谓的 B_0 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的激励信号(HF 信号),这应当导致,将通过该高频场共振地激励的特定的原子或分子以定义的翻转角相对于基本磁场的磁力线翻转。该高频激励或产生的翻转角分布在以下也被称为核磁化或简称“磁化”。在核自旋弛豫时发出高频信号,即所谓的磁共振信号,所述磁共振信号被借助合适的接收天线接收并且然后被进一步处理。从这样获取的原始数据中最后重建期望的图像数据。用于核自旋磁化的、高频信号的发送(所谓的 B_1 场)通常借助固定地在设备中围绕测量空间(患者隧道)布置的所谓的“全身线圈”进行。磁共振信号的接收通常借助所谓的局部线圈进行,所述局部线圈被密集地定位在患者的身体上。但是,原则上也可以利用全身线圈进行磁共振信号的接收和/或利用局部线圈进行 HF 信号的发送。

[0003] 对于特定的测量,在所谓的测量协议中定义具有待发送的高频脉冲串和与之协调的待接通的(具有在层选择方向、相位编码方向和读出方向上,通常在 z 方向、 y 方向和 z 方向上的合适的梯度脉冲的)梯度脉冲串的控制序列以及其它控制规定。该测量协议可以事先建立并且对于特定的测量例如从存储器中调用并且必要时由操作者在现场改变。然后,在测量期间磁共振系统的控制基于该控制序列全自动地进行,其中磁共振系统的控制装置读出并处理来自于测量序列的命令。

[0004] 为了产生控制序列,通常在优化方法中对于各个发送通道关于时间根据固定的“ k 空间轨迹”(其通常由测量协议或单独地由操作者预先给出),确定各个 HF 脉冲串(即, HF 轨迹)。这样的“发送 k 空间轨迹”(以下仅简称为“ k 空间轨迹”或“轨迹”)是 k 空间中的如下位置,所述位置通过设置各个梯度在特定时间被经过。 k 空间是位置频率空间,并且 k 空间中的轨迹描述了,在发送 HF 脉冲的情况下在哪条路径上通过相应接通梯度脉冲在时间上遍历 k 空间。通过设置 k 空间轨迹可以确定,在那些位置频率上沉积特定的 HF 能量。

[0005] 为了产生控制序列,在此附加地可以在优化方法中考虑当前测量的 B_1 图(“ B_1 -Map”)和 B_0 图(“ B_0 -Map”),其中, B_1 图对于特定的天线元件分别说明了空间的 B_1 场分布,而 B_0 图空间分辨地代表偏共振(Off-Resonanzen)或者说与本来期望的均匀 B_0 场(即,本来追求的拉莫斯频率)的偏差。此外,应用者对于 HF 脉冲序列的规划通常预先给出目标磁化,例如期望的翻转角分布。然后,利用合适的 HF 脉冲优化程序计算合适的 HF 脉冲序

列,从而达到目标磁化。在许多情况下,在此是尽可能均匀的磁化在期望的待检查的层区域(FoV,Field of View,视野)中或期望的待激励的区域(FoE,Field of Excitation,激励场)。

[0006] 在较新的方法中目前也可以在一层内部选择性地激励整个特定区域,例如二维的,即,有意地追求一个非均匀的目标磁化。

[0007] 按照前面描述的方式确定二维的高频脉冲序列(所谓的“2DRF 一脉冲”)的一种可能性在 K. Setsompop 等人的文章“Magnitude Least Square Optimization for Parallel Radio Frequency Excitation Design Demonstrated at 7 Tesla With Eight Channels”, Magn. Reson. Med. 59:908 至 915, 2008 中描述。在此,在由空间的线圈特性和多通道的高频脉冲序列组成的线性的矩阵方程组中表示横向的目标磁化,在所述方程组中也可以讨论关于呈现的 B_0 图和 B_1 图和使用的 k 空间轨迹的信息。然后,数值地对于特定的预先给出的目标磁化求解该方程组,以便获得合适的高频脉冲序列。对于这样的具有选择性激励的高频脉冲序列的例子是平面回波或螺旋轨迹。

[0008] 但是,与通常使用的具有对于简单的层选择激励使用的恒定梯度的轨迹相比,这些一维的、二维的或多维的 k 空间轨迹对于选择性激励具有明显更高的复杂度。由于该更高的复杂度,在图像中也存在形成伪影的更高的风险,例如就因为这些脉冲可能明显更长。此外,还存在超过硬件高频限制和 / 或关于患者的高频负担方面的限制(例如 SAR=Specific Absorption Ratio (特殊吸收率)或 SED=Spezifische Energiedichte (特殊能量密度)的限制)的风险。这一点特别地对于目前通常使用的具有相邻轨道的等距走向的轨迹,诸如其盘旋以恒定的螺距延伸的螺旋轨迹,或者具有相同的间隔、平行延伸的直线的相邻轨道的直线轨迹(例如 EPI 轨迹)是成立的。

[0009] 但是,对最大允许的电压峰值或高频功率限制的超出会导致设备硬件的损坏,或者导致,高频脉冲在后来在测量时基于安全性检查受限制地、特别是在功率中被截取,这然后又导致不满意的激励结果并且结果导致差的图像数据。由于这个原因,目前在优化方法的范围内自动地计算复杂的 k 空间轨迹,其中在优化方法中还考虑最大允许的功率、SAR 和 / 或 SED 边界条件等。但是,这样的计算是非常复杂并且费时的,其中有时结果是不能令人满意的或者是不稳定的。

发明内容

[0010] 本发明要解决的技术问题是,提出一种用于确定磁共振系统控制序列的改进的方法以及一种相应的控制序列确定装置,用于对优化的 k 空间轨迹进行特别地也非常快速并尽可能稳健的计算。

[0011] 在按照本发明的方法中,首先采集期望的目标磁化。然后,按照本发明基于目标磁化确定(例如直接计算)在 k 空间中的能量分布函数。该能量分布函数反映了相对的能量与 k 空间中的各自的位置的依赖关系。就此而言,也可以将该能量分布函数称为空间的“能量密度函数”,因为其说明了,最后每单位 k 空间区域估计需要多少能量来最佳地达到目标磁化。

[0012] 在另一个步骤中,然后在考虑 k 空间中的能量分布函数的条件下确定 k 空间轨迹。在此于是可以直接注意到,在 k 空间中的一个位置处的能量或能量密度越高,则

在此轨迹也应当越密集地延伸,从而相应地将在 k 空间中尽可能高的需要的能量开销有效地引入到该位置。在此,将 k 空间轨迹密度理解为,在 k 空间中不同的轨迹交叉 (Trajektoriendurchschreitungen) 互相有多紧密,例如在具有直线轨道的 EPI 轨迹的情况下,两个相邻的平行延伸的线条有多密集,或者在螺旋轨迹的情况下,轨迹从一个盘旋到另一个盘旋互相多紧密地经过(即,在各自的位置处呈现的在两个盘旋之间的螺距)或者在射线轨迹的情况下,两个轮辐之间的角度多窄。

[0013] 然后,于是在 HF 脉冲优化方法中进行对于 k 空间轨迹的高频脉冲串的确定,例如又根据基于预先给出的 B_1 图等的预先给出的目标磁化。在此,高频脉冲串的确定如在一开始就固定预先给出 k 空间轨迹的常规方法那样进行。

[0014] 按照本发明的方法的一个关键点在于,在此直接从目标磁化中计算能量分布函数,利用该能量分布函数可以达到目标磁化。由此可以确定性地确定 k 空间轨迹,以便达到在 k 空间中的能量分布,所述能量分布尽可能好地导致期望的目标磁化。也就是说,常规的轨迹设计通过新的度规 (Metrik) 代替,以便确定发送 k 空间轨迹,其密度是特定于应用地匹配的,即,定制的。在此,不需要最小化过程或基于残差的迭代的方法等,而是取而代之地使用确定性的度规和解析的或数值的计算。特别地,在确定高频脉冲串时也不一定需要边界条件或规则化的优化方法,因为主要问题已经在高频脉冲优化之前,也就是在确定合适的 k 空间轨迹时,就被考虑。在此用于计算可变的 k 空间轨迹的度规首先地包括关于空间的目标磁化的信息。

[0015] 按照本发明的方法由此在计算中是特别快速的并且此外还是特别稳健的。这一点因此总体上也导致速度优势和导致高频限制的遵守,以及特别是在总测量中在相同或更好的图像质量的情况下导致减小的高频负担。

[0016] 按照本发明的控制序列确定装置一方面包括用于采集目标磁化的输入接口装置。在此,是由多个不同的接口组成的装置,其例如不仅采集目标磁化,而且也采集其它信息,诸如期望的预先给出的 k 空间轨迹类型、当前的 B_0 图、当前的 B_1 图等。同样其也可以是组合的接口,所述接口能够接受多个数据类型。数据的采集在此也被理解为从磁共振系统的其它组件的接受数据,例如从用户接口或从具有数据库等的存储器单元,或者从磁共振系统的测量装置或重建装置接受。

[0017] 输入接口装置相应地例如可以是用于手动输入目标磁化和必要时的 k 空间轨迹类型的用户接口,特别地也可以是图形用户界面。但是,在此也可以是如下的接口:该接口用于从布置在控制序列确定装置内部的或通过网络与之相连的数据存储器中(必要时也在使用用户接口的条件下)选择并且接受数据。

[0018] 此外,控制序列确定装置需要用于基于目标磁化确定 k 空间中的能量分布函数的能量分布确定单元,以及用于在考虑 k 空间中的能量分布函数的条件下确定 k 空间轨迹的轨迹确定单元。

[0019] 最后,需要用于确定对于 k 空间轨迹的高频脉冲串的 HF 脉冲优化单元。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,用于将控制序列传输到磁共振断层造影系统的其它控制单元。控制序列输出接口例如可以是如下的接口:该接口将控制序列传输到磁共振控制装置,用于由此直接控制测量;但是也可以是如下的接口:所述接口将数据通过网络发送和/或为了随后的使用而存储在存储器中。

[0020] 在按照本发明的用于运行磁共振系统的方法中,根据前面描述的方法确定控制序列并且然后在使用该控制序列的条件下运行磁共振系统。相应地,开头提到的种类的按照本发明的磁共振系统具有前面描述的控制序列确定装置。

[0021] 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。这一点特别地涉及能量分布确定单元、轨迹确定单元和 HF 脉冲优化单元。同样地,所提到的接口可以至少部分地按照软件形式构造并且可能地援用现存的计算机的硬件接口。本发明由此也包括计算机程序,该计算机程序可直接加载到控制序列确定装置的存储器中,具有程序代码片段,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如下优点,即,为了确定控制序列而使用的迄今为止的装置(例如在磁共振系统制造者的计算中心中的合适的计算机)也可以通过执行程序以合适的方式来修改,以便确定快速并且稳健的优化的控制序列。

[0022] 从属权利要求以及以下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。

[0023] 基于目标磁化相对快速地确定 k 空间中的能量分布函数是可能的,方法是,首先进行目标磁化的从位置空间到 k 空间的傅里叶变换。该傅里叶变换可以二维地(即,对于位置空间中的每个单个层)进行,但是,也可以对于位置空间中的三维的体积三维地进行。优选地,在此使用快速傅里叶变换。

[0024] 特别优选地,基于免除平均值的(mittelwertbefreit)目标磁化进行 k 空间中的能量分布函数的确定。“免除平均值的”被理解为,从目标磁化数据(即,取决于位置的磁化值或翻转角值)分别减去对于整个层或整个待变换的体积的平均值。该免除平均值的目标磁化然后可以优选地如前面描述的那样利用傅里叶变换变换到 k 空间中,以获得能量分布函数。免除平均值的目标磁化的使用具有如下优点,即,在 k 空间中心中的通常非常高的峰值被屏蔽掉(ausgeblendet)或至少被强烈减小。以这种方式可以更好地探测高频的细节。

[0025] 在本发明的特别优选的变形中,首先修改 k 空间中的能量分布函数,并且然后在考虑该修改的能量分布函数的条件下进行 k 空间轨迹的确定。对于修改存在不同的可能性。例如可以将能量分布函数缩放和 / 或失真,以达到特定效果。

[0026] 特别优选地,将 k 空间中的能量分布函数分割或划分为关于 k 空间的空间片段。在各个空间片段中然后可以对能量分布函数不同地修改,即缩放或加权、失真等。

[0027] 在一种特别合适的可能性中,使用能量分布函数的极限值,以便执行能量分布函数的分割。例如可以这样进行分割,使得在每个片段中恰好存在一个(关于 k 空间局部的)极大值。然后,例如可以在(k 空间中局部的)极小值处进行各个片段的分离。这样的分割可以非常简单地进行,方法是:首先在 k 空间中搜索能量分布函数的极限值并且然后相应地分别在两个极大值之间的极小值处进行片段的划分。原则上当然也可以这样进行分割,使得片段边界例如在极小值处延伸并且每个片段存在一个极小值。

[0028] 优选地,将能量分布函数为了修改在 k 空间中利用加权函数缩放。由此可以保证,即使在高频中的区域也不会被太不充分地表示,因为通常能量分布函数在高能量的情况下与低频相比被强烈减小。在此优选地是预先给出的、取决于 B_0 分布和 / 或当前的 B_1 图的窗函数,其从 k 空间中心中的最大值向外下降。特别优选的能量分布函数是汉宁(Hanning) - 窗函数。其它优选的加权函数是高斯函数, Hemming 函数或例如在能量开销和

空间分辨率之间提供最佳折衷的其它函数。

[0029] 特别优选地,如果进行能量分布函数的分割,可以将 k 空间中的能量分布函数在各个空间片段中分别利用与涉及的空间片段对应的加权函数值缩放。例如可以这样分别利用特点的空间片段的最大值的位置处的加权函数所具有的值来缩放能量分布函数的特定空间片段。

[0030] 特别地,当能量分布函数按片段地(即,在各个空间片段中不同地)被加权时,具有优点的是,在能量分布函数的极小值处进行空间片段或段的分离,因为在段之间的边界处在加权之后要进行匹配,以便在各自的分割片段处无级地又实现平滑的能量分布函数。但是这样的平滑不如在极大值处多,因为 k 空间轨迹在考虑能量分布函数的条件下被确定并且由此在能量极小值的位置处 k 空间轨迹不如在极大值处密集。

[0031] 在两个段之间的平滑可以利用公知的移动平均方法(平滑的平均值)或利用其它低通滤波器来进行。

[0032] 为了降低在确定 k 空间中能量分布函数时的开销,优选地可以降低 k 空间中的能量分布函数的维度。一种特别优选的可能性在于,首先将通常在傅里叶变换到笛卡尔坐标之后在 k 空间中呈现的能量分布函数借助极坐标变换转换到极坐标。然后可以进行最大值投影。这两个步骤可以是能量分布函数的维度的旋转不变的降低。如果例如能量分布函数首先在二维 k 空间中(即,平面地)定义,则首先关于半径和角度进行到极坐标的转换并且然后可以通过最大值投影进行半径的降低。这一点特别地在追求理想的螺旋轨迹的情况下是有意义的,因为在此首先要确定在径向方向上轨迹的密度。类似地可以作为剩余的极坐标达到角度的降低,以便例如根据角度执行能量分布函数以定义径向轨迹,其空间密度取决于在两个轮辐之间的角度。

[0033] 经典地,高频脉冲经过仅一个发送通道发送并且然后以合适的方式馈入到全身线圈中。在此例如可以,分离高频信号并且将部分信号以 90° 相互振幅移动和相位移动,并且相应地在空间上位移地馈入到以鸟笼天线形式构造的全身线圈中,使得然后发送圆形(仅相位)或椭圆形(振幅和相位)极化的、在最佳情况下是均匀的 B_1 场。

[0034] 在较新的磁共振系统中目前可以,对各个发送通道(例如鸟笼天线的各个棒)施加单独的、与成像匹配的 HF 信号。为此发送多通道脉冲串,其由多个单独的高频脉冲串组成,它们可以平行地通过不同的独立的高频发送通道被发送。这样的多通道脉冲串,由于各个脉冲的平行发送因此也称为“pTX 一脉冲”,可以作为激励、重聚焦和 / 或反转脉冲被使用。用于在平行激励方法中开发这样的多通道脉冲串的方法例如在 W. Grissom 等人的“Spatial Domain Method for the Design of RF Pulses in Multicoil Parallel Excitation”, *Mag. Res. Med.* 56, 620-629, 2006 中描述。

[0035] 按照本发明的方法提供在这样的 pTX 一方法的范围内的特别的优点,从而优选地也可以这样采用该方法,使得按照本发明建立的磁共振系统控制序列包括具有多个单独的、要由磁共振断层造影系统通过不同的独立的高频发送通道平行地发送的 HF 脉冲串的多通道脉冲串。特别优选地,然后也基于分别对于各个发送通道说明了 B_1 场的分布的 B_1 图进行多通道脉冲串确定。

[0036] 但是原则上,该方法也可以很好地结合具有一个发送通道的经典方法和系统来采用,其中必要时也不额外地测量当前的 B_1 图,而是通过假定或建模来呈现。同样,该方法也

可以在具有动态脉冲的所谓的“ B_1 匀场”的范围内被采用(例如轮辐),其中将预先给出的基础高频脉冲利用各自的轮辐的可设置的不同的振幅权重和相移馈入到不同的发送通道中,以便例如这样达到 B_1 场的均匀化。

[0037] 基于所确定的能量分布函数优选地也可以自动地确定理想的 k 空间轨迹类型。利用这样的 k 空间轨迹类型给出 k 空间轨迹的种类,例如,是否是螺旋轨迹、是对于 EPI 序列(EPI=Echo Planar Imaging,平面回波成像)的直线轨迹、是具有同心旋转的轮辐等的所谓的径向轨迹,等等。由此首先仅给出基本类型。然后在按照本发明的方法的范围内还确定其它参数,以便获得所确定的轨迹类型的最佳轨迹,例如螺旋轨迹的局部不同的斜度或在 EPI 轨迹的相邻轨道之间的间隔。但是替换地,也可以例如在开始采集所期望的 k 空间轨迹类型,例如通过从测量协议或从用户接口接收,操作者将 k 空间轨迹类型输入到该用户接口。

[0038] 优选地,按照本发明的用于确定 k 空间轨迹的方法也可以与其它方法组合。

[0039] 如上所述,原则上首先仅基于目标磁化计算 k 空间中的能量分布函数。但是附加地也可以基于 B_0 图进行能量分布函数的计算,从而在能量分布函数中自动地一起考虑通过 B_0 场的非均匀性导致的频率偏差,即偏共振。

[0040] 例如,可以附加地基于当前的 B_0 图和 / 或基于目标磁化借助解析函数或误差度规进行 k 空间中的误差密度的计算。该解析函数根据当前的 B_0 图和 / 或目标磁化定义 k 空间中的误差密度。“误差度规”在此被理解为在 k 空间误差密度和 B_0 图或目标磁化之间的定量的、功能的关系。换言之,该误差度规包含了在 B_0 图或目标磁化和所求的 k 空间误差密度之间的给定的解析关系。

[0041] 然后,在考虑该误差密度的条件下可以例如通过解析计算将利用上述方法基于 k 空间中的能量分布函数确定的 k 空间轨迹再进一步优化。在此,优选可以例如这样修改按照本发明的 k 空间轨迹,使得轨迹密度在可能的区域中(在所述区域中 k 空间中的误差是特别强的(所谓的“误差热点”))尽可能小,即, k 空间中的具有最强的 B_0 非均匀性效果的位置例如得以避免。

[0042] 用于基于误差密度确定特定轨迹类型的优化的 k 空间轨迹的方法例如在 DE102012212376.8 中进行了描述,其内容在此合并于此。

[0043] 同样,按照本发明的用于确定 k 空间轨迹的方法也可以与其它公知方法组合。

[0044] 特别优选地,这样确定 k 空间轨迹,使得 k 空间在借助所建立的磁共振系统控制序列控制磁共振系统时被欠扫描。当使用 pTX 一系统时这一点特别地是有意义的,因为然后通过灵巧的欠扫描和同时利用平行发送方法可以实现激励的加速和由此实现测量的加速。

[0045] 例如,可以在特别优选的变形中至少按照区域地按照规则的模式对 k 空间进行欠扫描,例如利用所谓的 TX-SENSE 方法(SENSE=sensitivity encoding,灵敏度编码)。在此,例如对发送 k 空间至少按照区域地按照规则的模式,例如以特定的系数(例如 2 倍、3 倍、4 倍)同样地欠扫描并且在此平行地利用相应数量的高频通道发送。特别地,在该方法中使用来自于 B_1 图的信息是有意义的并且优选基于如下条件,即,不同的通道的 B_1 图至少部分地是正交的。

[0046] 在另一种特别优选的方法中,至少按照区域地以不规则的模式和 / 或随机地进行 k 空间的欠扫描,这例如结合所谓的“Compressed Sensing,压缩传感”方法是可能的。

[0047] 为了能够进行这些不同的方法,优选地也基于至少其它特定于检查的或特定于检

查类型的参数和 / 或基于特定于设备的或特定于设备类型的参数进行 k 空间轨迹的确定。优选地以下特定于设备的参数中的至少一个属于此：

[0048] 一方面,发送通道的数量是感兴趣的,特别是当例如在 TX-SENSE 方法的范围内要进行欠扫描时。

[0049] 此外, k 空间轨迹的确定可以基于在磁共振断层造影系统内部的最大可达到的和 / 或例如由于安全性限制而允许的梯度振幅来进行。

[0050] 同样, k 空间轨迹的确定可以在考虑最大可达到的和 / 或允许的梯度回转率(即,梯度脉冲的上升或下降率,其同样对于患者来说可以是负担)的条件下进行。

[0051] 在实践中, B_0 场分布可以动态地随时间改变,例如由于设备的不稳定性和 / 或运动和患者 / 受检者的生理(例如呼吸、心跳)。由此,可能出现成像时的典型的不稳定问题和伪影,特别是在功能成像(fMRI)中以及在灌注和扩散成像中。由此,只要在按照本发明的方法中主要采用附加的 B_0 图,特别优选地在一个测量期间,即,在其中通常完成多个拍摄的一个测量会话的范围内,重新采集当前的 B_0 图,并且在此基础上对于至少一个随后在该测量中使用的磁共振系统控制序列确定新的 k 空间轨迹。这一点例如可以按照规则的时间间隔重复地或者也可以按照不规则的间隔进行。同样也可以进行事件控制的新测量,例如当这一点通过 MR 信号(内部的)或利用外部的传感器(例如运动传感器、磁场传感器)被探测时。

[0052] 按照本发明的方法可以在任意的轨迹类型中被采用,特别地并且优选地具有 EPI 轨迹或螺旋几何形状,但是也可以具有轮辐位置几何形状、径向几何形状或自由形状几何形状。

[0053] 特别优选地,首先对于更低的目标磁化在 HF 脉冲优化方法的范围内进行高频脉冲串的计算。将在此所确定的多通道脉冲串然后向上缩放到最终的目标磁化并且必要时再次后校正。对于该过程利用了,对于小的磁化,即,对于小的翻转角(在所谓的“低翻转区域”中),例如在 0° 和 5° 之间,磁化特性尚是线性的。由此,在该区域中利用优化方法的计算是更简单和更快速的。如果对于该区域找到最佳的多通道脉冲串,则在随后的步骤中容易地实现向上缩放。例如当进行对于最大 $\alpha = 5^\circ$ 的翻转角在低翻转区域中的计算并且要进行具有最大 90° 的翻转角的本来的磁化时,可以相应于翻转角的比例将 HF 脉冲的振幅值乘以系数 18。在此可能出现的误差然后可以在仿真的范围内被确定并校正。

[0054] 因为在该方法的范围内除了 k 空间轨迹的按照本发明的优化之外,可以借助常规的 HF 脉冲优化方法进行最佳的高频脉冲串的确定,所以在此也可以优选地优化其它参数,特别是关于检查对象的物理的 HF 负担值。在优化的范围内在后面再改变例如对于 HF 脉冲优化使用的参数或其它系统参数,诸如最大的梯度强度或脉冲边缘时间,以便这样也关于 SAR 或 SED 值实现优化的结果。

附图说明

[0055] 以下借助附图结合实施例再次更详细地解释本发明。其中,

[0056] 图 1 示出了按照本发明的磁共振系统的实施例的示意图,

[0057] 图 2 示出了用于确定控制序列的按照本发明的方法的实施例的流程图,

[0058] 图 3 示出了在按照图 2 的方法的范围内用于确定 k 空间轨迹的按照本发明的方法的实施例的流程图,

- [0059] 图 4 示出了在位置空间中在二维的层中的目标磁化的例子，
- [0060] 图 5 示出了基于按照图 4 的目标磁化在 k 空间中的笛卡尔坐标中的能量分布函数的例子，
- [0061] 图 6 示出了在变换到 k 空间中的极坐标之后按照图 5 的能量分布函数，
- [0062] 图 7 示出了具有分割线的按照图 6 的降低到一维的能量分布函数，
- [0063] 图 8 示出了用于对能量分布函数加权的加权函数的例子，
- [0064] 图 9 示出了利用按照图 8 的加权函数按照片段地加权之后的按照图 7 的能量分布函数，
- [0065] 图 10 示出了在考虑按照图 9 的能量分布函数的条件下优化的、螺旋形的 k 空间轨迹的半径的走向与时间的依赖关系，
- [0066] 图 11 示出了在考虑按照图 9 的径向走向的条件下建立的螺旋形的 k 空间轨迹的不同图示，
- [0067] 图 12 示出了按照现有技术具有均匀的斜度的通常的螺旋形的 k 空间轨迹的图示，
- [0068] 图 13 示出了如图 12 中具有通过利用汉宁-窗函数加权产生的斜度的螺旋形 k 空间轨迹的图示，
- [0069] 图 14 比较地示出了按照图 11、12 和 13 的螺旋形 k 空间轨迹的不同的性能参数，
- [0070] 图 15 示出了位置空间中在二维层中的目标磁化的另一个例子(左上)、在 k 空间中的笛卡尔坐标中的由此建立的能量分布函数(右上)、就此优化的螺旋形的 k 空间轨迹(左下)和 k 空间轨迹与能量分布函数的重叠(右下)，
- [0071] 图 16 示出了位置空间中在二维层中的目标磁化的另一个例子(左上)、在 k 空间中的笛卡尔坐标中的由此建立的能量分布函数(右上)、就此优化的 EPI-k 空间轨迹(左下)和 k 空间轨迹与能量分布函数的重叠(右下)，
- [0072] 图 17 比较地对于不同的 EPI-k 空间轨迹示出了如图 14 中的不同的性能参数。

具体实施方式

[0073] 图 1 粗略示意地示出了按照本发明的磁共振系统 1。其一方面包括实际的磁共振扫描仪 2，检查空间 8 或者说患者隧道位于其中。卧榻 7 可以驶入该患者隧道 8 中，使得位于其上的检查对象 0（患者 / 受检者）在检查期间相对于布置在其中的磁体系统和高频系统可以置于磁共振扫描仪 2 的内部的特定位置，或者在测量期间可以在不同的位置之间移动。

[0074] 磁共振扫描仪 2 的基本组件是基本场磁体 3、具有用于在 x、y、z 方向上施加磁场梯度的磁场梯度线圈的梯度系统 4，以及全身高频线圈 5。在检查对象 0 中感应出的磁共振信号的接收可以通过全身线圈 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。但是通常地利用例如放置在检查对象上面或下面的局部线圈 6 来接收所述信号。所有这些组件对专业人员来说是基本公知的并且由此在图 1 中仅粗略示意地示出。

[0075] 在此，全身高频线圈 5 以所谓的鸟笼天线形式构造并且具有数量 N 个单个的天线棒，其平行于患者隧道 8 延伸并且在围绕患者隧道 8 的圆周均匀分布地布置。这些单个的天线棒在末端分别电容性地环形相连。这些单个的天线棒在此作为单个的发送通道 S_1, \dots, S_N 可以单独地由控制装置 10 控制，即，磁共振断层造影系统是能够 pTX 的系统。但是要指出，

按照本发明的方法有利地也可以在具有仅一个发送通道的经典的磁共振断层造影设备上被采用。但是因为按照本发明的方法在 pTX 一序列的情况下提供特别的优点,所以在以下在没有特别指出的情况下不失一般性地从这样的例子出发。

[0076] 控制装置 10 可以是控制计算机,其也可以由多个(必要时也可以是空间上分离的并且通过合适的电缆等互相连接的)单个计算机组成。该控制装置 10 通过终端接口 17 与终端 20 相连,操作者可以通过该终端控制整个设备 1。在本例的情况中,该终端 20 构造为具有键盘、一个或多个显示器以及其它输入设备诸如鼠标等的计算机,从而可以向操作者提供图形用户界面。

[0077] 控制装置 10 除了别的之外具有梯度控制单元 11,后者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 SG_x, SG_y, SG_z 接通各个梯度线圈。在此是在测量期间精确地在预先设置的时间位置处并且以精确地预先设置的时间走向设置的梯度脉冲。

[0078] 控制装置 10 还具有高频发送/接收单元 12。该高频发送/接收单元 12 同样由多个部分组件组成,以便分别单独地并且平行地将高频脉冲提供到各个发送通道,即,到各个可控制的天线棒或身体线圈。通过发送/接收单元 12 也可以接收磁共振信号。但是这通常地借助局部线圈 6 进行。利用所述局部线圈 6 接收的原始数据 RD 由 HF 接收单元 13 读出并且处理。从这里或从全身线圈借助 HF 发送/接收单元 12 所接收的磁共振信号被作为原始数据 RD 传输到重建单元 14,后者从中重建图像数据 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,从而操作者可以对其进行观察。图像数据 BD 也可以经过网络 NW 在其它位置上被存储和/或被显示和分析。只要局部线圈具有合适的切换单元,则其也可以连接到 HF 发送/接收单元,以便也使用局部线圈用于发送。

[0079] 梯度控制装置 11、HF 发送/接收单元 12 和用于局部线圈 6 的接收单元 13 被分别协调地通过测量控制单元 15 控制。该测量控制单元通过相应的命令保证,所期望的梯度脉冲串 GP 通过合适的梯度控制信号 SG_x, SG_y, SG_z 被发送,并且 HF 发送/接收单元 12 这样平行地控制,使得多通道脉冲串 MP 被发送,即,在各个发送通道 S_1, \dots, S_N 上平行地将合适的高频脉冲输出到全身线圈 5 的各个发送棒。此外必须保证,在合适的时刻将局部线圈 6 上的磁共振信号通过 HF 接收单元 13 或全身线圈 5 上的可能的信号通过 HF 发送/接收单元 12 读出并且进一步处理。测量控制单元 15 按照预先给出的控制协议 P 将相应的信号,特别是多通道脉冲串 MP 预先给出到高频发送/接收单元 12 并且将梯度脉冲串 GP 预先给出到梯度控制单元 11。在该控制协议 P 中存储了所有的控制数据,所述控制数据在测量期间必须被设置。

[0080] 通常在存储器 16 中存储了对于不同的测量的多个控制协议 P。它们可以通过终端 20 由操作者选择并且必要时改变,以便然后对于当前期望的测量提供合适的控制协议 P,测量控制单元 15 可以利用所述控制协议工作。此外,操作者也可以通过网络 NW(特别是从磁共振系统的制造者处)调用控制协议,并且然后必要时修改和利用该控制协议。

[0081] 这样的磁共振测量和用于控制的提到的组件的基本流程对于专业人员来说是公知的,从而在此不再详细描述。此外,这样的磁共振扫描仪 2 以及所属的控制装置还具有多个其它组件,所述组件在此同样不再详细解释。但是在此要指出的是,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,并且原则上高频全身线圈不必构造为鸟笼天线。

[0082] 在图 1 中在此还示意性示出了按照本发明的控制序列确定装置 22, 其用于确定磁共振系统控制序列 AS。该磁共振系统控制序列 AS 除了别的之外对于特定的测量包含脉冲序列, 该脉冲序列具有梯度脉冲串 GP, 用于遍历在 k 空间中的特定轨迹, 以及与之协调的高频脉冲串, 在此是多通道脉冲串 MP, 用于控制各个发送通道 S_1, \dots, S_N 。磁共振系统控制序列 AS 在本例情况中作为测量协议 P 的部分被建立。

[0083] 控制序列确定装置 22 在此作为终端 20 的部分被示出并且可以按照软件组件的形式在该终端 21 的计算机上被实现。但是, 原则上控制序列确定装置 22 也可以是控制装置 10 本身的部分或者在单独的计算机系统上被实现, 并且所完成的控制序列 AS, 必要时也在整个控制序列 P 的范围内, 通过网络 NW 被传输到磁共振系统 1。当控制序列确定装置 22 本身是控制装置 10 的部分时或者通过快速连接与终端 20 或具有足够的计算能力的合适的快速计算机相连时, 在有利的情况下也可以在测量会话期间, 即在患者的检查过程中, 基于当前的输出条件确定当前的新的控制序列, 例如更新后的 B_0 图。

[0084] 控制序列确定装置 22 在此具有输入接口 23。控制序列确定装置 22 通过该输入接口 23 一方面获得规定了在期望的测量中翻转角分布应当是如何的目标磁化 m (必要时 B_0 图 ΔB_0) 以及在后面还要结合图 2 详细解释的可能的其它输入参数。

[0085] 然后, 这样所获得的数据首先被传输到能量分布确定单元 24, 其按照后面还要解释的方式确定 k 空间中的能量分布确定函数。随后的轨迹确定单元 25 然后基于该 k 空间中的能量分布确定函数确定最佳的 k 空间轨迹 $k(t)$ 。在 HF 脉冲优化单元 26 中然后对于该轨迹确定最佳的高频脉冲串 MP。

[0086] 这些数据然后又通过控制序列输出接口 27 被输出并且然后例如可以在控制协议 P 的范围内 (在所述控制协议中还给出了用于控制磁共振系统 1 的其它规定 (例如用于从原始数据中重建图像的参数等)) 被传输到控制装置 10。如果在测量会话的过程中要更新控制序列 AS, 则也可以将其存储在控制协议 P 中, 从而自动地由控制装置 10 在合适的时刻以按照本发明的方式确定新的控制序列 AS 或者例如由终端 20 或另一个计算机请求。

[0087] 按照本发明的用于确定磁共振系统控制序列 AS 的方法的流程在以下结合按照图 2 的流程图以非常简单的例子来解释。

[0088] 在步骤 I 中, 首先预先给出或接受在其它方法内使用的不同的参数。例如, 在步骤 Ia 中接受特定于系统的参数, 诸如发送通道的数量、最大的回转率、最大的梯度振幅等, 在步骤 Ib 中接受不同的特定于检查的参数, 诸如待拍摄的层的定位等, 而在步骤 Ic 中接受对于各个发送通道的 B_1 图。此外, 可以在步骤 Id 中预先给出当前测量的 B_0 图 ΔB_0 , 其如上所述取决于位置地反映通过基本磁场的非均匀性引起的偏共振。该非均匀性除了别的之外也通过患者身体引起并且例如可以在患者运动的情况下改变。在步骤 Ie 中, 此外预先给出期望的目标磁化 m 。最后, 可以在步骤 If 中可选地预先给出 k 空间轨迹类型 kTT, 例如是否是直线 EPI 轨迹、螺旋轨迹、径向轨迹等。这一点也可以通过选择的控制协议进行, 因为轨迹通常取决于测量的种类。如已经解释的, 最佳的 k 空间轨迹类型 kTT 也可以自动地在该方法的范围内被确定。除了在常规的方法中总是预先给出精确的 k 空间轨迹之外, 其它输入或数据接受可以如在常规的方法中那样进行。这些方法步骤的顺序是任意的。

[0089] 在步骤 II 中, 按照本发明确定最佳的 k 空间轨迹 $k(t)$ 。该方法步骤在后面还要详细结合图 3 解释。

[0090] 然后,在步骤 III 中自动进行高频脉冲串(在此是多通道脉冲串)的设计。在此对于不同的发送通道开发各个 HF 脉冲序列,即,精确计算,在哪个通道上必须发送哪个 HF 脉冲形状。这一点首先对于具有小于 5° 的翻转角的所谓的“低翻转区域”进行,因为在该区域中磁化特性尚线性地发展。在此应用迭代的优化方法,因为该优化方法作为特别合适而突出。具体地,在此使用所谓的共轭梯度方法(CG方法;英语为 conjugate gradients)。但是,原则上也可以采用其它优化方法,也可以是非迭代的。

[0091] 这一点可以利用任意的方法进行。在许多迄今为止公知的方法中在此这样进行优化方法,使得例如在目标磁化和实际磁化之间的平方平均差(最小均方差)被最小化。也就是说,求以下解:

$$[0092] \quad \min(|m_{\text{ist}} - m|^2) \quad (1)$$

[0093] 在此, m 是目标磁化并且 $m_{\text{ist}} = A \cdot b(t)$ 是通过 HF 脉冲串达到的(理论的)实际磁化,其中 A 是由复数方程的组所组成的所谓的设计矩阵,在所述复数方程中讨论空间的线圈特性和呈现的 B_0 图和 B_1 图和使用的 k 空间轨迹。该设计矩阵例如在 W.Grissom et al.: “Spatial Domain Method for the Design of RF Pulses in Multicoil Parallel Excitation”, Mag. Res. Med. 56, 620-629, 2006 中描述。 $b(t)$ 是矢量,其例如包含 N 个函数 $b_c(t)$ (对于每个发送通道 $c=1$ 至 N 的函数)。该方程例如在步骤 IIIa 中被建立。如果找到方程(1)的解,则作为结果,对于所有存在的发送通道,呈现振幅取决于时间的函数。该方程的建立以及不同的解可能性对于专业人员是公知的并且在此无需详细讨论。可选地,也可以在使用迭代的方法的条件下进行优化的解,例如通过在步骤 VIII 中改变在解方程时要遵守的边界条件,以实现对于患者的高频负担的附加优化。

[0094] 在优化步骤 III 的结束,呈现对于低翻转区域获得的多通道脉冲序列和 k 空间轨迹。然后,可以在步骤 IV 中将多通道脉冲序列向上缩放,以实现本来期望的目标磁化,该目标磁化在正常情况下不位于 5° 的翻转角区域,而是直到 90° 的翻转角。这一点简单地通过将单个脉冲的振幅乘以期望的缩放系数来进行。

[0095] 在步骤 V 中,通过部分布洛赫仿真校正正在向上缩放时可能出现的误差。这样的部分布洛赫仿真仅在脉冲序列的单个时刻进行。在此,在使用布洛赫方程的情况下在应用布洛赫方程的仿真器中测试对于各自的时刻的数据(对于所述时刻要进行检验)并且这样计算达到的磁化。然后可以揭示与目标磁化的规定的偏差并且通过改变高频脉冲序列进行相应的小的校正。

[0096] 然后在步骤 VI 中,通过时间上完整的布洛赫仿真对所有找到的参数再次进行测试。在此检验,利用所述参数达到的磁化是否实际上相应于目标磁化。

[0097] 最后,在步骤 VII 中传输控制序列 AS 用于中间存储或立即执行。

[0098] 在图 3 中稍详细示出了以多个子步骤形式的步骤 II,在所述步骤中以按照本发明的方式确定 k 空间轨迹 $k(t)$ 。

[0099] 在步骤 IIa 中,首先示出了对在步骤 Ie 中采集的目标磁化 m 的接受。图 4 举例示出了具有字符串 pTX 的模式作为在具有笛卡尔坐标 x, y (具有 64×64 像素 $\approx 220 \times 220 \text{mm}$) 的位置空间中在二维层内部的目标磁化。

[0100] 在步骤 IIb 中,然后借助傅里叶变换(优选二维快速傅里叶变换)将该目标磁化转换到二维 k 空间中,以获得能量分布函数 $E(k)$ 。但是在傅里叶变换之前将目标磁化 m 免除

平均值(mittelwertbefreit),以便更好探测高频细节,因为通过免除平均值可以实现具有通常非常高的峰值的 k 空间中心的屏蔽掉。从目标磁化 $m(r)$ 中对能量分布函数 $E(k)$ 的该确定可以在数学上如下描述

$$[0101] \quad E(k) = |\text{FT}(m(r) - m_{\text{mean}})| = \left| \int (m(r) - m_{\text{mean}}) e^{-ikr} dr \right| \quad (2)$$

[0102] 其中, r 是位置空间中的位置, k 是 k 空间中的位置, 并且 m_{mean} 是位置空间中目标磁化 $m(r)$ 的平均值。图 4 的目标磁化的该傅里叶变换的结果在图 5 中示出。在此示出了具有以 $[\text{mm}^{-1}]$ 为单位的笛卡尔坐标 k_x, k_y 的 k 空间中的二维层。

[0103] 在步骤 IIc 中, 然后对能量分布函数 $E(k)$ 进行合适的修改。为此首先在第一步骤 IIc' 中降低在 k 空间中能量分布函数 $E(k)$ 的维度。对于在图 5 中示出的实施例, 这一点可以通过能量分布函数到 k 空间中的极坐标 k_r, k_ϕ 的变换来进行。该图示在图 6 中示出, 其中在横坐标上示出了以 $[\text{mm}^{-1}]$ 为单位的半径 k_r 并且在纵坐标上示出了以 $[\text{mm}^{-1}]$ 为单位的半径 k_r 。图 6 中最下面的线在此相应于图 5 中的 k 空间中心。然后为了将按照极坐标 k_r, k_ϕ 示出的能量分布函数降低到一维, 在此降低到半径 k_r , 在极坐标变换之后进行关于半径 k_r 的最大值投影。对此在角度 k_ϕ 的方向上, 如通过图 6 中的箭头所示, 对于每个半径 k_r 分别寻求最大值或者换言之将对于每个半径 k_r 的最大值投影到在图 6 中通过点表示的行。这一点相应于对于半径 k_r 的最大值到图 5 中示出了的虚线的投影, 如果该虚线在箭头方向上一次围绕中心旋转的话。

[0104] 作为结果, 对于在图 5 和 6 中所示出的实施例, 获得修改的“径向”能量分布函数 $E(k_r)$, 如在图 7 中所示。在此, 对于每个半径 k_r (在采样点(样本)中给出, 其中采样点 2500 相应于值 0.15mm^{-1}) 分别画出能量分布函数 $E(k)$ 的最大值。能量 E 是标准化到最大值 1 的相对能量。在该图中也明显显示出, 在半径 $k_r=0$ 的情况下能量是 0, 这归因于对初始的目标磁化免除平均值。否则在此将有一个非常高的峰值, 该峰值如此超出能量分布函数内部所有其它结构, 使得该峰值不再起作用。

[0105] 在另一个步骤 IIc'' 中, 此时将该修改的径向能量密度分布 $E(k_r)$ 划分为空间片段 a 或段。在图 7 所示的实施例中该划分仅关于半径 k_r (即, 在一维中) 进行。但是原则上也可以, 将能量分布函数在两个或三个坐标中分别划分为空间片段或二维或三维的段, 例如当事先不进行维度降低时。

[0106] 不管事先是否进行维度降低, 是否是极坐标, 笛卡尔坐标或其它坐标, 优选地可以进行 k 空间中的能量分布函数的这样的分割。在此, 特别优选地这样进行分割, 使得首先寻求能量分布函数的最大值并且然后这样划分能量分布函数, 使得在每个空间片段 a 中找到一个最大值。在图 7 中是能量分布函数 $E(k_r)$ 的最大值 E_m 。空间片段 a 的精确划分在此这样进行, 使得能量分布函数 $E(k_r)$ 的最小值的位置处的边界(在图 7 中通过垂直虚线示出)被置于各两个最大值 E_m 之间。

[0107] 进行该分割, 以便此时将各个段不同地加权。进行这一点, 以便保证, 低的能量最大值不会被太不充分地表示。也就是通常可以这样, 使得在通常的方法中早就避免 k 空间中的高频率, 但是这导致在后面的图像中的分辨率降低。通过能量分布函数的各个空间片段的不同加权, 可以找到在能量开销和好的分辨率之间的折衷。

[0108] 在此, 优选地这样进行加权, 使得在如下的坐标处(即, 在图 7 中所示的实施例中

具体地在半径 k_r , 在该半径处涉及的空间片段 a 分别具有其最大值 E_m) 将函数 E_m 值乘以缩放值, 使得其达到加权函数 W 的值。该加权函数例如其最大值同样可以被标准化到 1。这一点借助在图 7 中从能量最大值到加权函数 W 向上示出的箭头表示。在所涉及的空间片段 a 内部的所有其它函数值然后利用与所属的最大值 E_m 相同的缩放系数缩放。也就是说, 在所涉及的空间片段 a 中的整个函数在如下程度上被提高, 使得最大值 E_m 达到加权函数 W 的值。

[0109] 作为加权函数, 例如可以使用汉宁-窗函数、高斯函数、Hemming 函数等。在图 8 中示出了优选的汉宁-窗函数, 其中在此加权系数 GF 按照相对的单位 (标准化到最大值 1) 关于半径 (又在如下的采样位置 (样本) 处给出, 其中在此采样位置 0 相应于值 -0.15mm^{-1} 并且采样位置 5000 相应于值 0.15mm^{-1}) 在 k 空间中示出。对于该加权仅使用从 2500 至 5000 的函数右半部, 相应于图 7 中的位置 0 至 2500。

[0110] 因为函数 $E(k_r)$ 的各个空间片段 a 被不同地提高, 所以此时还需要对在空间片段之间的边界进行平滑, 这可以通过移动平均方法 (Moving-Average-Verfahren) 或通过另一个低通滤波器进行。因为在函数 $E(k_r)$ 的最小值处选择了在空间片段之间的边界, 所以在此通过平滑对函数的修改对于后面的轨迹确定不是那么重要, 因为与能量分布函数的最大值位置相比在具有能量分布函数的最小值的位置上在后面本来合适的最佳的 k 空间轨迹不是非常密集。

[0111] 在根据图 7 和 8 所示的缩放之后和在平滑之后然后从在图 7 中所示出的径向能量分布函数 $E(k_r)$ 得到在图 9 中示出的修改的能量分布函数 $E'(k_r)$ 。还是画出了关于在半径上的最大值处 (如在图 7 中那样在采样位置给出) 标准化到值 1 的相对能量 E 。在此可以清楚看出, 该加权的径向能量分布函数 $E'(k_r)$ 又具有与图 7 中的径向能量分布函数 $E(k_r)$ 相同的最大值 E_m , 然而具有例如调整的高度, 即, 与在更小半径情况下的最大值相比, 在更大的半径情况下被提高。

[0112] 基于这样所确定的修改的能量分布函数 $E'(k_r)$ 然后可以在步骤 II d 中最后确定合适的 k 空间轨迹, 从而 k 空间轨迹的密度在高能量区域中是高的并且在具有低能量的区域处在能量分布函数中尽可能小。

[0113] 可选地, 可以事先在步骤 II g 中首先自动地基于能量分布函数 $E'(k_r)$ 确定特别合适的轨迹类型 kTT 。在步骤 II d 中轨迹的确定然后对于在步骤 II g 中确定的轨迹类型进行。替换地, 该轨迹类型 kTT 也可以在方法的开始, 例如在按照图 1 的步骤 II f 中就已经由操作者预先给出。

[0114] 图 10 示出了一个图示, 在该图示中关于时间 t (又是在采样位置 (样本) 中给出, 其中采样位置 1400 大约相应于值 10ms , 因为在 9.7ms 情况下达到最大值 1) 示出了按照相对的单位被标准化到最大值 1 的 k 空间中的螺旋轨迹的半径 k_r 。如在该图示中可以看出的, 首先在第一区域中直到 600 个样本呈现相对缓慢的上升, 即, 在该区域中 (在直到 0.4 的半径中) 轨迹的密度相对高。在从 800 个起直到 1000 个样本的区域中半径 k_r 然后相当强烈地上升, 在此是欠扫描的区域, 该区域相应地与在图 9 中的在 1200 个和 1700 个样本之间的最小值相关。也就是说, 突出的最小值所位于其中的区域被欠扫描。

[0115] 可选地, 为了找到最佳的 k 空间轨迹还可以采用其它方法步骤, 所述方法步骤在图 3 中通过虚线框示出。

[0116] 例如可以在步骤 IIe 中接受对于各个发送通道或天线的当前的 B_1 图。该 B_1 图例如可以在步骤 Ic 中对于每个单个发送通道被确定。在步骤 II f 中然后可以可选地基于该 B_1 图确定 k 空间中 B_1 强度相对小的位置。在对合适的 k 空间轨迹类型 k_{tt} 进行判定时,然后在步骤 II g 中同样可以考虑这些位置。此外这些虚线也可以直接用于在步骤 II d 中确定合适的 k 空间轨迹。另一个可选的步骤是在步骤 II h 中预先给出缩放系数,该缩放系数影响激励的空间分辨率。在此,预先给出线性的、系统的能量密度梯度的斜率,例如作为附加的函数部分加到能量分布函数上,从而例如以提高的高频功率为代价可以实现提高的空间分辨率。

[0117] 此外,可以可选地如在步骤 II i 中示出的那样附加地采用 TX 传感方法,以便改变沿着 k 空间轨迹的采样点的密度并且由此加速方法。同样,可以基于当前的 B_0 图和必要时附加地基于目标磁化 m 也确定 k 空间中的误差密度并且在计算当前的最佳 k 空间轨迹时考虑该误差密度。这一点在图 3 中的可选的步骤 II j 中示出。

[0118] 图 11 在左边在分别以单位 mm^{-1} 的笛卡尔 k 空间坐标 k_x, k_y 中示出了与图 10 中的时间上的斜率走向相应的二维螺旋形 k 空间轨迹 $k(t)$ 。在右边的图中相应地关于时间 t (以 ms 为单位) 示出了对于 x 坐标 k_x 、 y 坐标 k_y 以及空间振幅 k (以 mm^{-1} 为单位) 的曲线走向。该螺旋轨迹 $k(t)$ 清楚示出了,首先在 k 空间中螺旋形线的密度较大,然后向外降低并且最后在末端又增加,如这一点按照图 9 和 10 也预先给出的那样。

[0119] 为了比较,在图 12 中示出了具有相同斜率的常规的二维 k 空间轨迹 $k_s(t)$ 。图 13 作为另外的比较示出了与图 12 中类似的二维 k 空间轨迹,但是其中对轨迹 $k_w(t)$ 的径向密度事先利用汉宁-窗加权,即,轨道的密度向外连续下降。由此不进行与目标磁化的匹配。仅试图在 k 空间中心稍密集地并且向外较少地扫描,以便对于分辨率的负担节省能量。

[0120] 图 14 中的图形为了比较而示出了如在布洛赫仿真中所达到的不同的性能参数,其中,这些不同的测量分别通过使用的 k 空间轨迹的种类来区分。目标磁化在所有测量情况下相应于图 4 中的图像。最大的目标翻转角设置到 20° 。不考虑偏共振,即, B_0 图。分别使用具有大约 10ms 长度和 15 个螺旋盘旋的二维螺旋轨迹。即,在此精确预先给出轨迹类型并且不是由系统本身确定最佳的轨迹类型。考虑了对模体拍摄的 B_1 图,其中总是使用相同的模体。基于预先给出的轨迹然后使用具有幅值最小平方目标函数的 Tik-Tok 优化方法,如在提到的 Setsompop 等人的文章中描述的。在此不采用规则化,诸如 Tikhonov 规则化。在此以不同的加速系数测量直到 50%。

[0121] 在所有三个图示中曲线 A 是利用常规的二维 k 空间轨迹所仿真的曲线,如图 12 中所示。曲线 B 相应于利用汉宁-窗加权的常规二维 k 空间轨迹 $k_w(t)$,如图 13 中所示,并且曲线 C 相应于按照本发明确定的二维 k 空间轨迹 $k(t)$,如图 11 中所示。在图 14 中的所有三个图示中分别在 x 轴上按照 % 为单位画出了加速系数 b 。50% 在此意味着,节省了 k 空间轨迹上的盘旋的 50%。也就是说,在此画出了螺旋的欠扫描百分比。

[0122] 最上面的图示在此示出了均方根误差,即,激励误差 RMSE (没有维度的值)。明显示出,特别是在大于 30% 的大的加速度情况下按照本发明的方法相对于经典的二维 k 空间轨迹具有极大的优点,因为激励误差明显减小。中间的图示(以伏特为单位)示出了 HF 脉冲的最大尖峰电压 V_{peak} 。在此,利用本发明的方法产生的二维 k 空间轨迹的仿真值总是好于利用经典的不变的 k 空间轨迹。对于特别高的加速系数,按照本发明的方法也相对于利用

汉宁-窗的简单加权具有优点。

[0123] 最下面的图示最后(以瓦特为单位)示出了总共引入的高频功率 RF_{pow} 。在此是对于引入的 SAR 的指标。清楚看出,独立于加速度,利用按照本发明确定的二维 k 空间轨迹的仿真总是好于利用经典的二维 k 空间螺旋轨迹或从中产生的利用汉宁-窗加权的轨迹的方法,其中,利用汉宁-窗加权的轨迹总是好于经典的轨迹。

[0124] 图 15 对于(如其此前对于螺旋轨迹所示的)方法再次示出了四个图像,其中在此从目标磁化 m 的另一个模式出发。左边的图像示出了在位置空间中一层中或 x/y 平面中以环形的圆圈形式的目标磁化。右边的图像在笛卡尔 k 空间坐标(在此是高对比度图像,由此也可以很好识别频率)中示出了 k 空间中的所属的能量分布函数。左下方的图像示出了基于该能量分布函数所确定的最佳的二维螺旋形 k 空间轨迹 kt ,并且右下方的图像示出了能量分布函数与在此在黑色背景上白色虚线示出的或在白色背景上黑色虚线示出的该螺旋形 k 空间轨迹的叠加。明显地表明了,在具有高能量密度的区域中,即在 k 空间中的白色区域中,轨迹的密度相应地是高的,而在具有更低能量密度的区域中 k 空间轨迹的密度相应地下降。

[0125] 图 16 示出了位置空间中在 x/y 平面中在一层中对于条纹形的目标磁化模式的类似图像。在借助傅里叶变换计算 k 空间中能量分布函数时,获得在右上方的图像中示出的 k 空间中的模式。根据该能量分布函数确定的二维 EPI-k 空间轨迹在左下方的图示中示出。在右下方的图像中又示出了最佳的 k 空间轨迹与右上方的能量分布函数的图像的叠加。在此也表明了,在能量分布函数也具有最高的值,即, k 空间中的能量密度是特别高的地方要找到 k 空间轨迹线的最大的密度。

[0126] 最后图 17 类似于图 14 中的分析再次示出了性能参数值,但是这一次对于 EPI 轨迹,与图 16 左下方示出的类似。除了此时是具有 41 条线的 EPI 轨迹而不是螺旋形轨迹,对于仿真的输入值与图 14 中的相同。目标模式也如图 14 中所示。在最上面的图示中又示出均方根误差,即,激励误差,在中间的图示中示出最大的尖峰电压并且在下面的图示中示出了实际入射的高频功率,分别取决于按照 % 为单位的加速系数 b 。曲线 A 在此示出具有等距的经典 EPI 轨迹的值,如通常使用的那样。曲线 C 示出了在使用 k 空间轨迹的情况下的仿真值,所述 k 空间轨迹按照本发明的方式在一个维度上关于密度被改变(类似于图 16 中的左下方的图像),并且曲线 D 示出对于 EPI 轨迹的仿真值,所述 EPI 轨迹的密度在两个维度上按照本发明被改变(即没有如上所述那样降低维度)。可以明显看出,在所有情况下利用按照本发明的方法比通常的轨迹实现更好的仿真值。仅在大的加速度值的情况下在两个维度上密度的变化好于仅在一个维度上的变化。在大多数情况下由此利用维度降低的较快速的方法足够。

[0127] 最后再次指出,前面描述的详细方法和构造是实施例并且原理可以在宽的范围由专业人员改变,而不脱离通过权利要求规定的本发明范围。为完整起见也指出,不定冠词“一”或“一个”的使用不排除,涉及的特征也可以多重存在。同样“单元”的概念也不排除,该单元由多个组件组成,所述组件必要时也可以是空间上分布的。

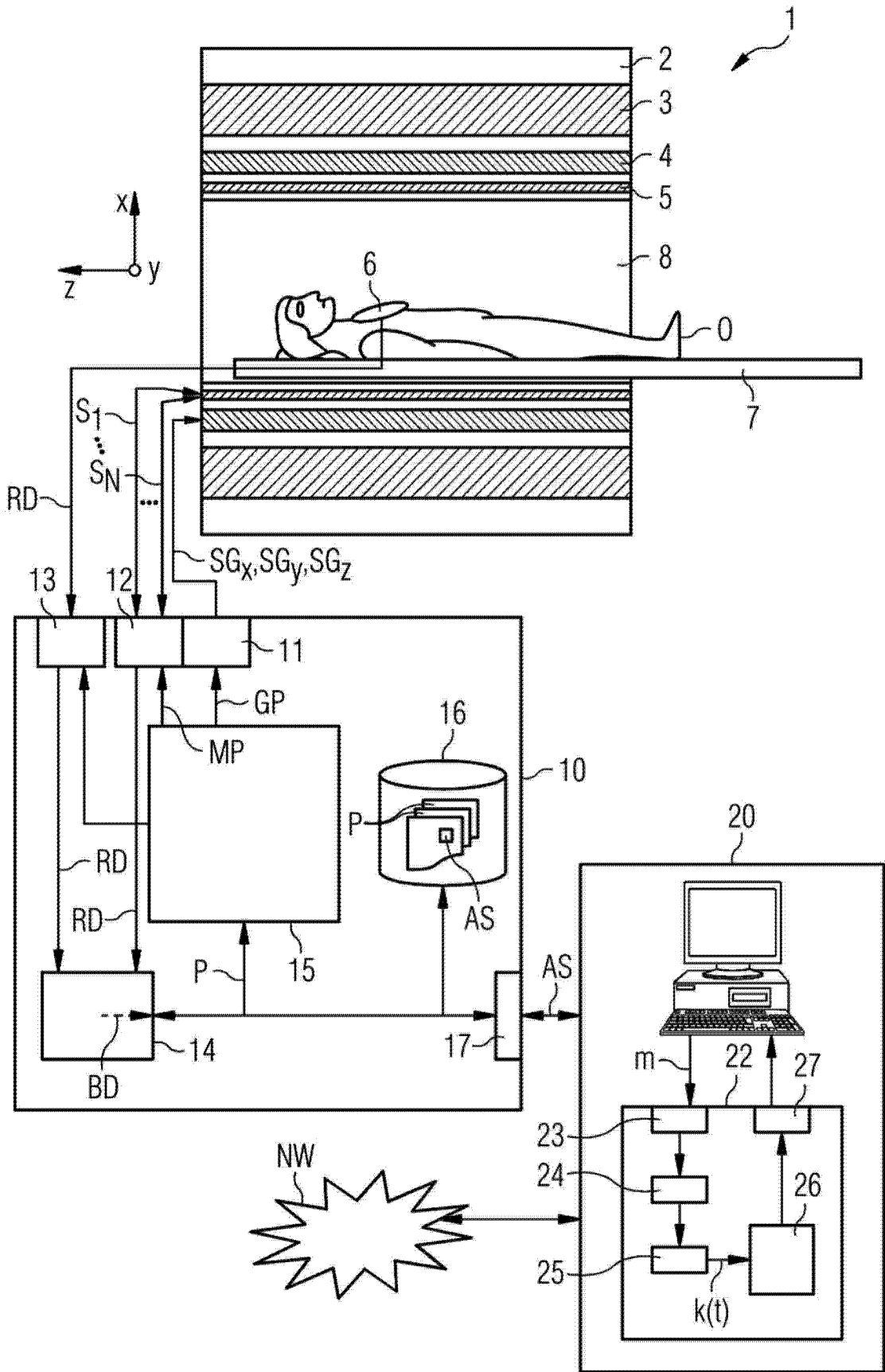


图 1

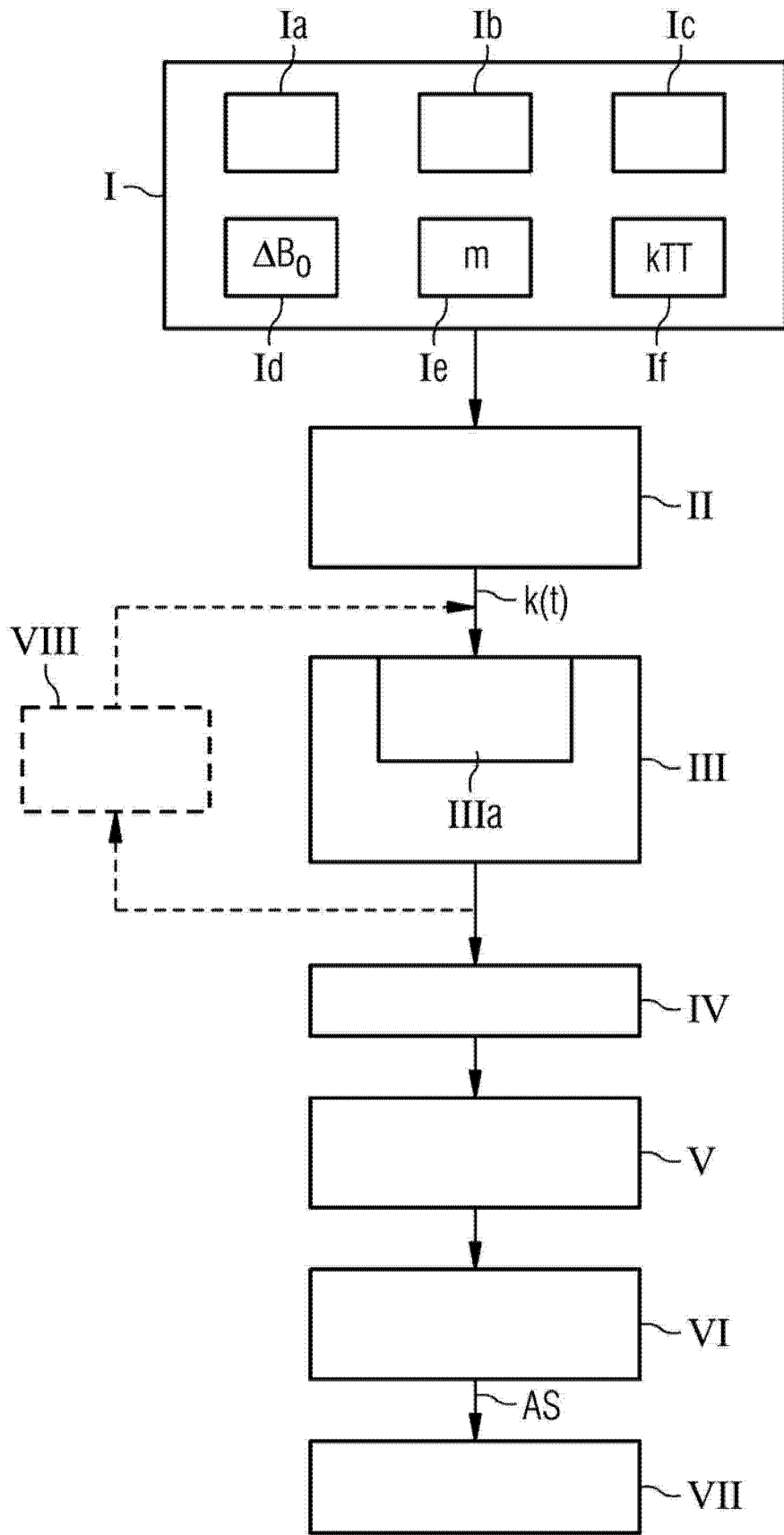


图 2

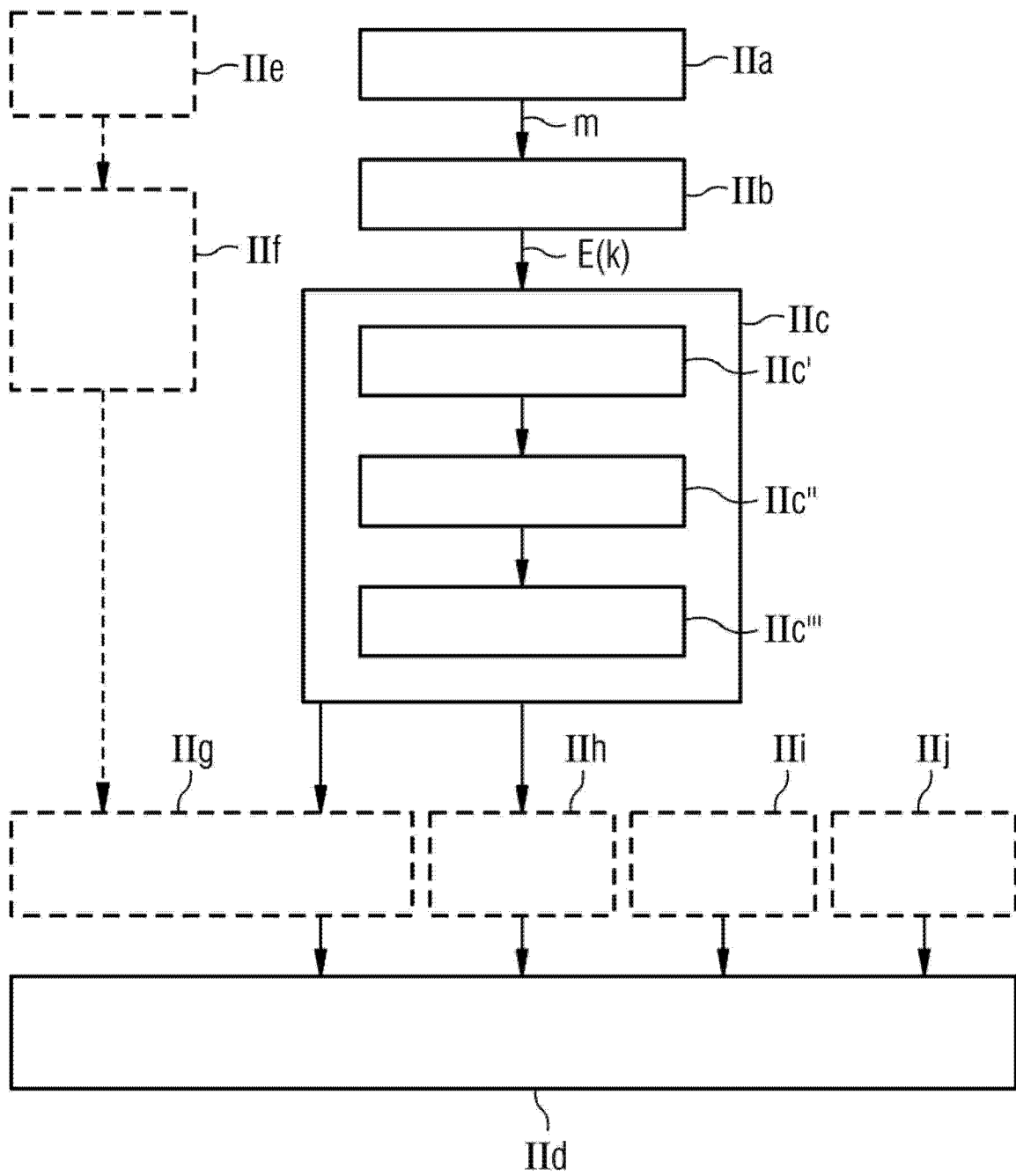


图 3

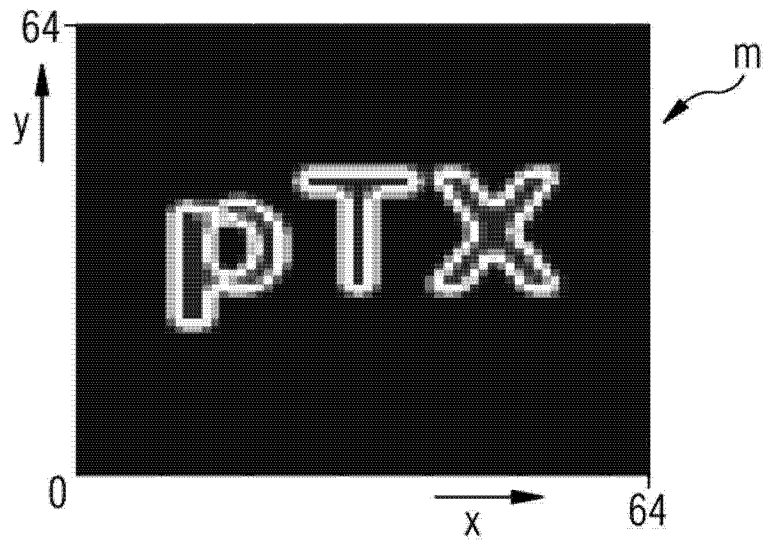


图 4

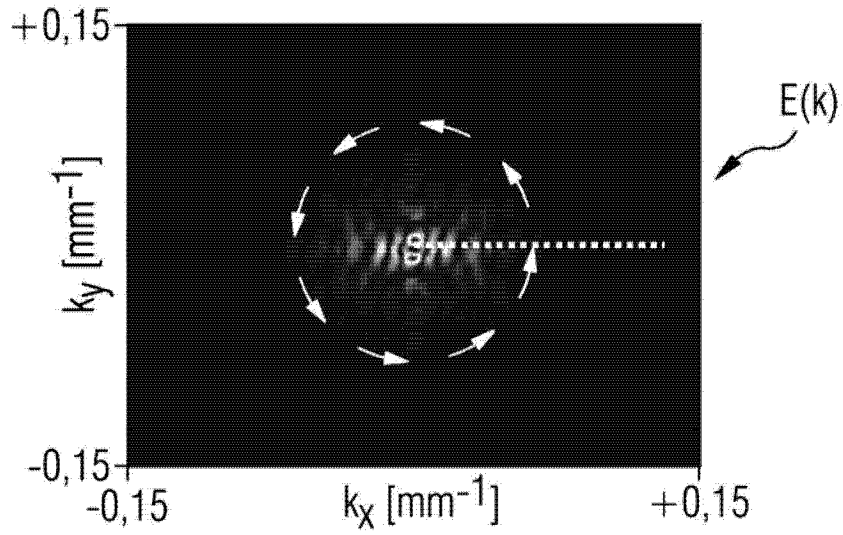


图 5

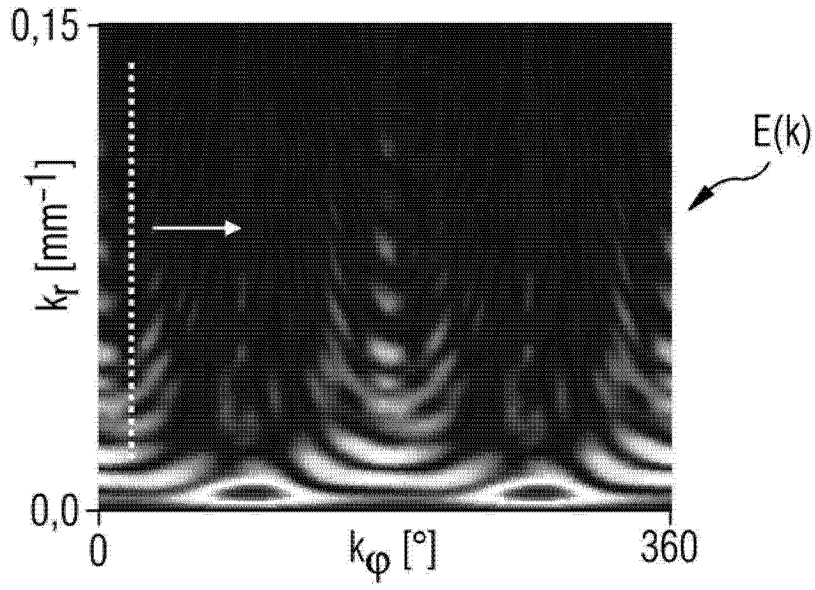


图 6

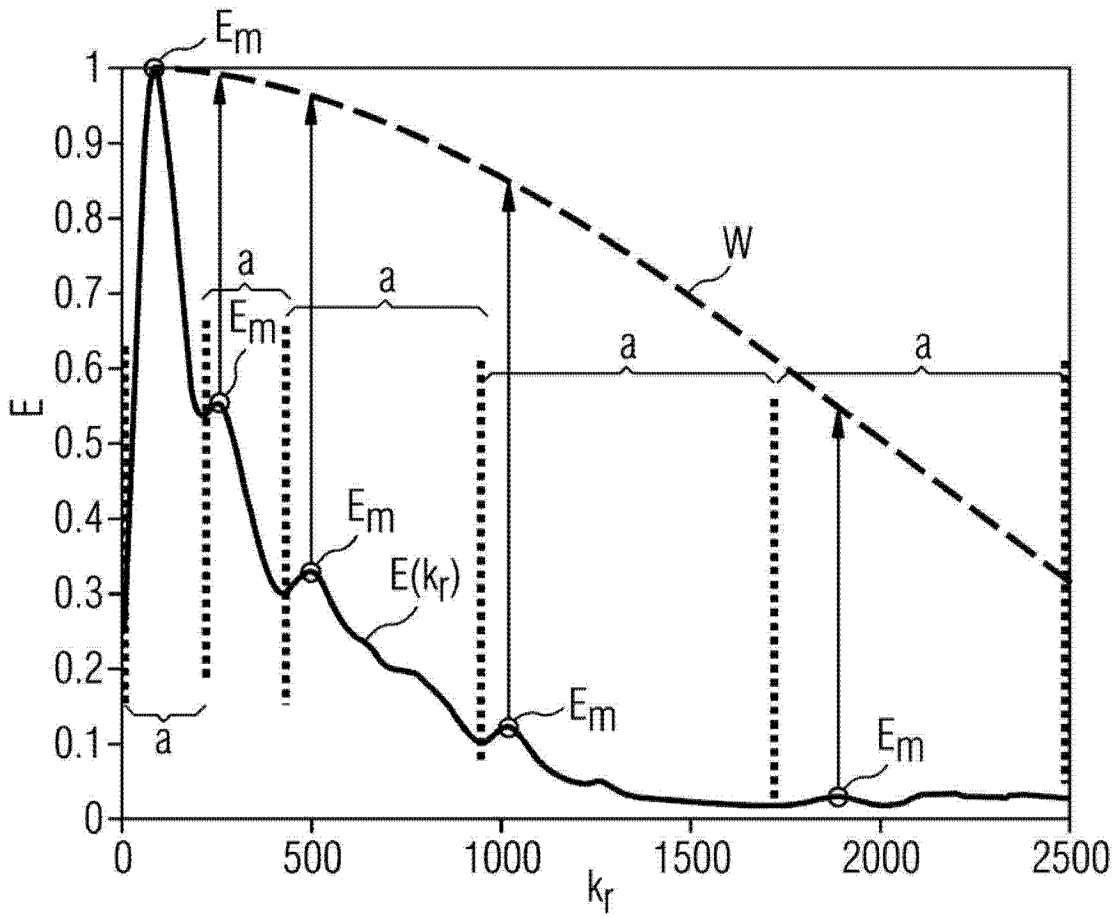


图 7

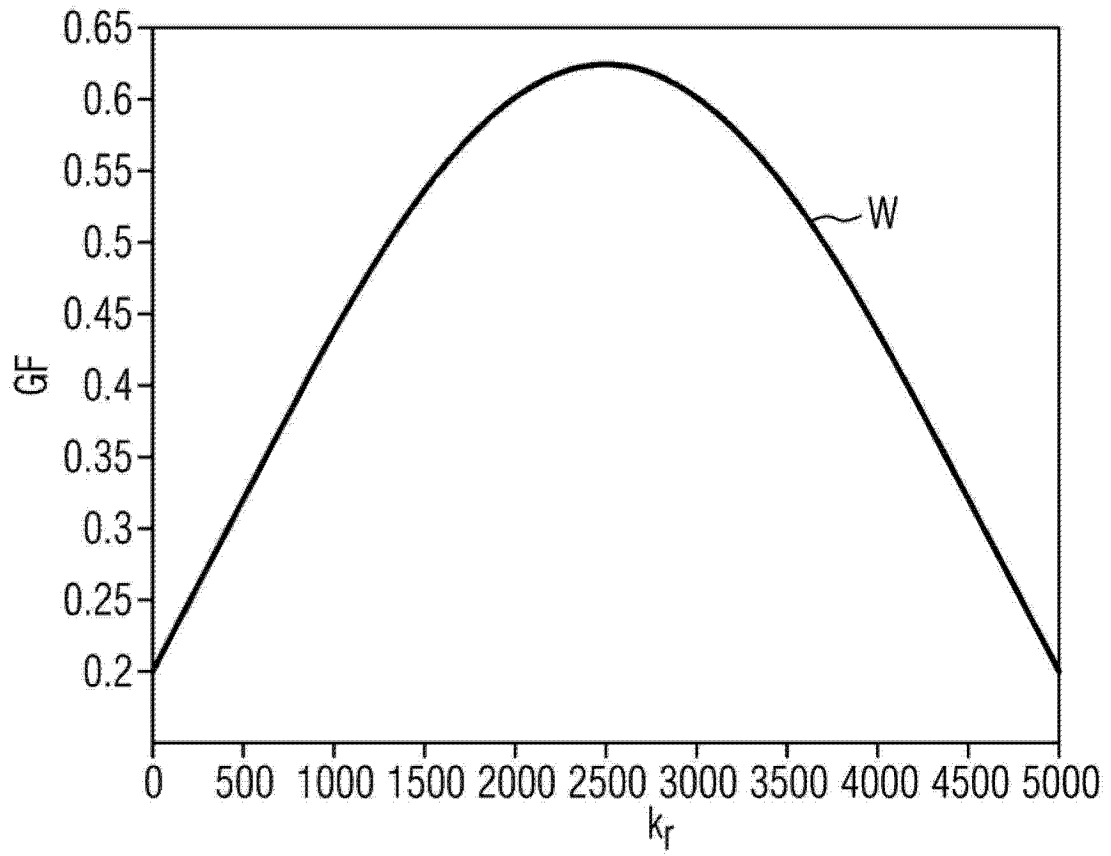


图 8

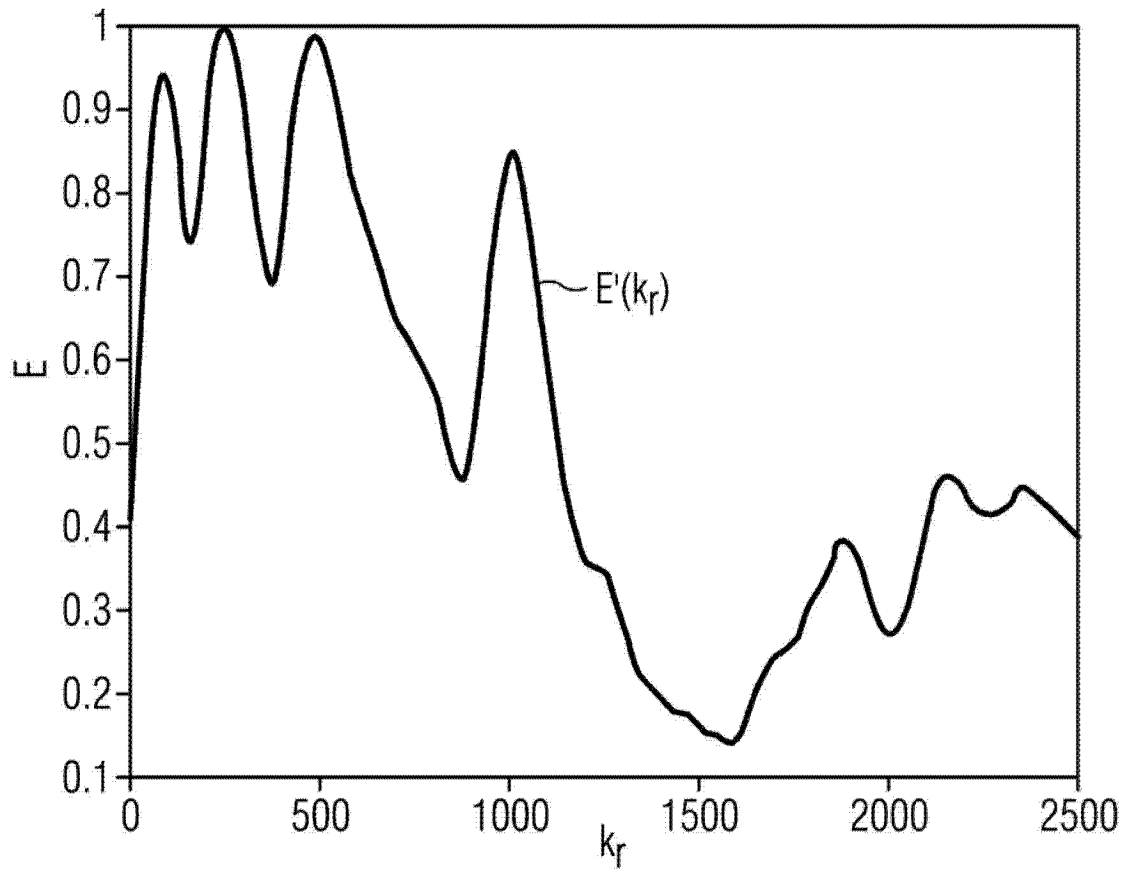


图 9

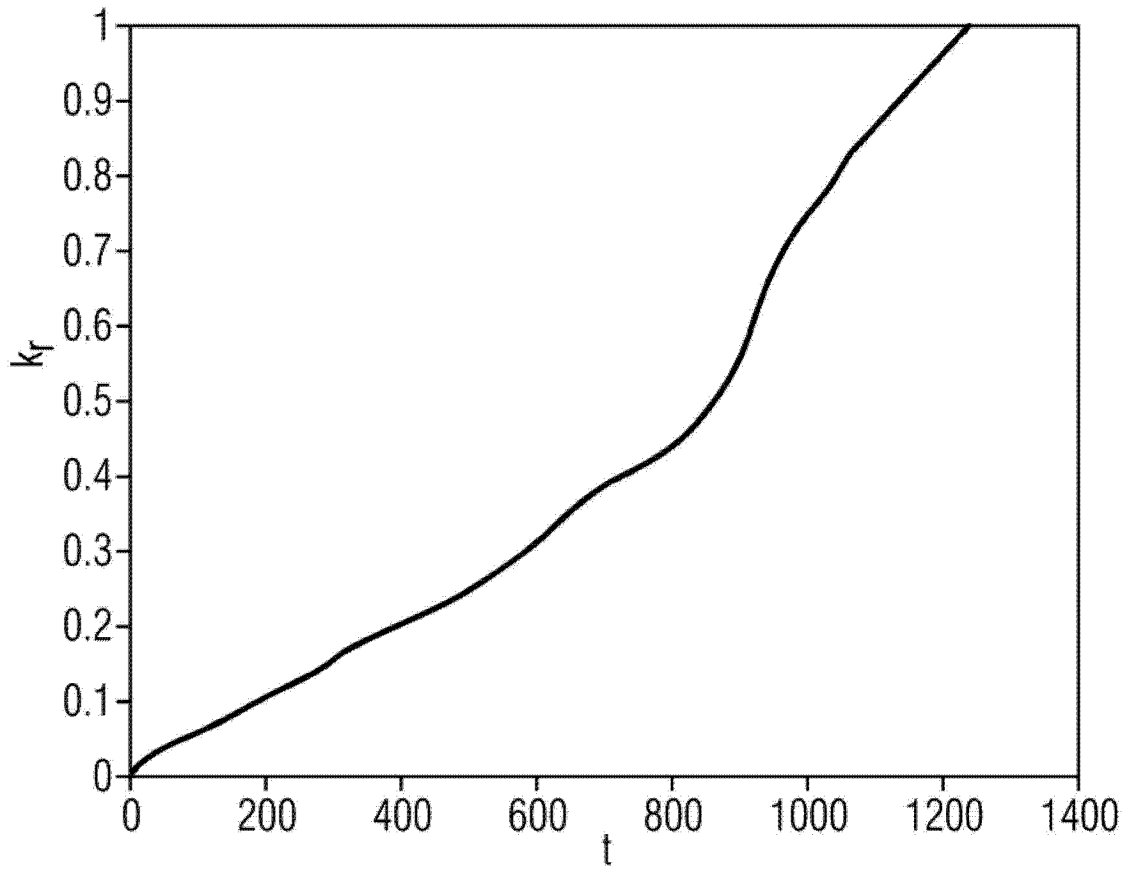


图 10

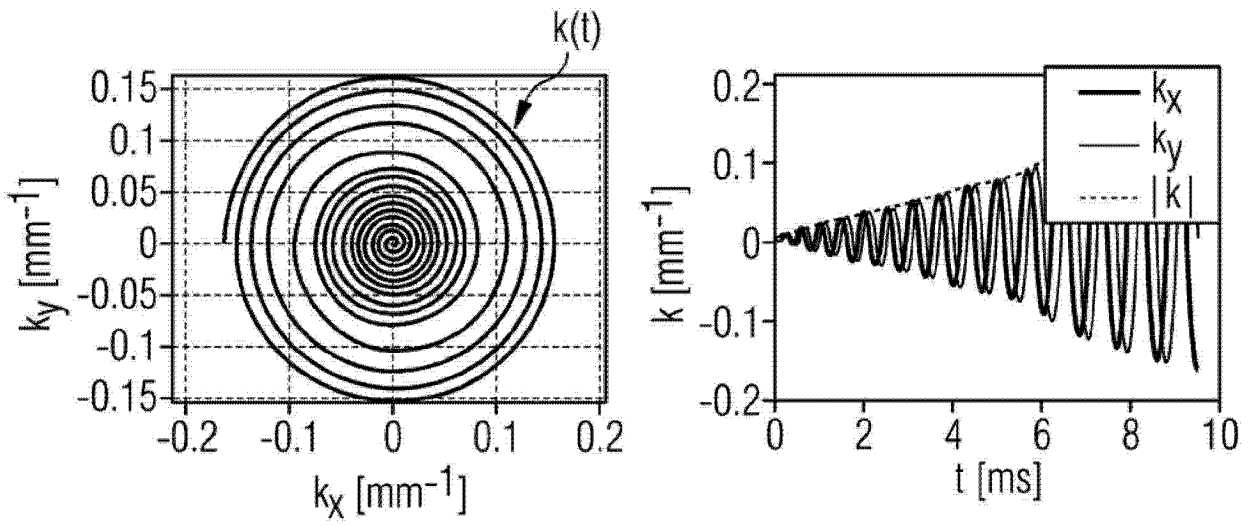


图 11

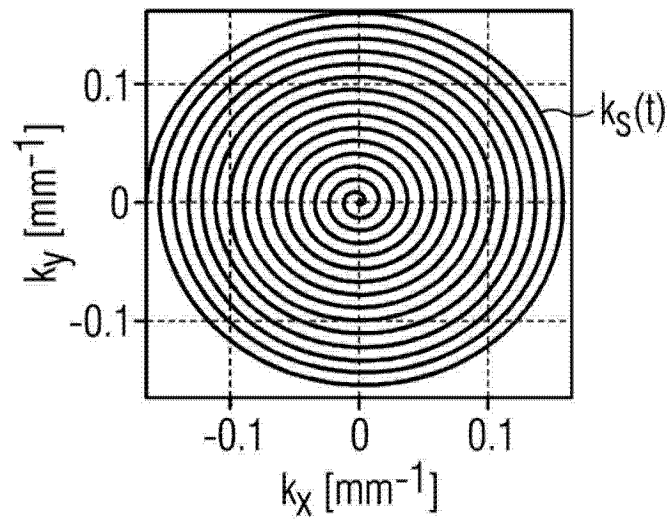


图 12

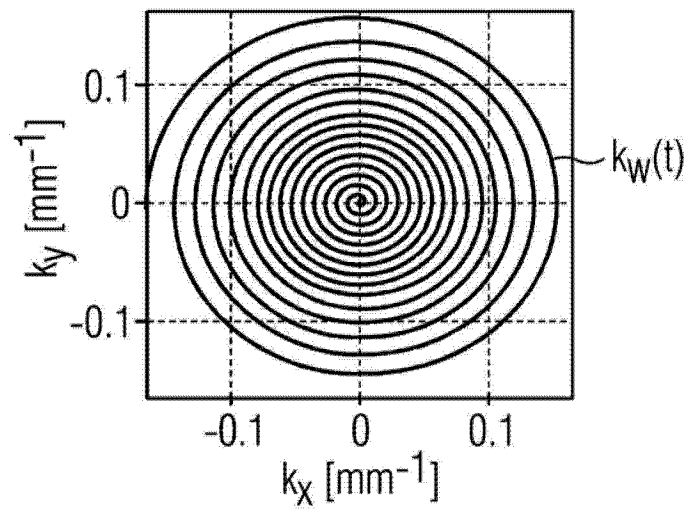


图 13

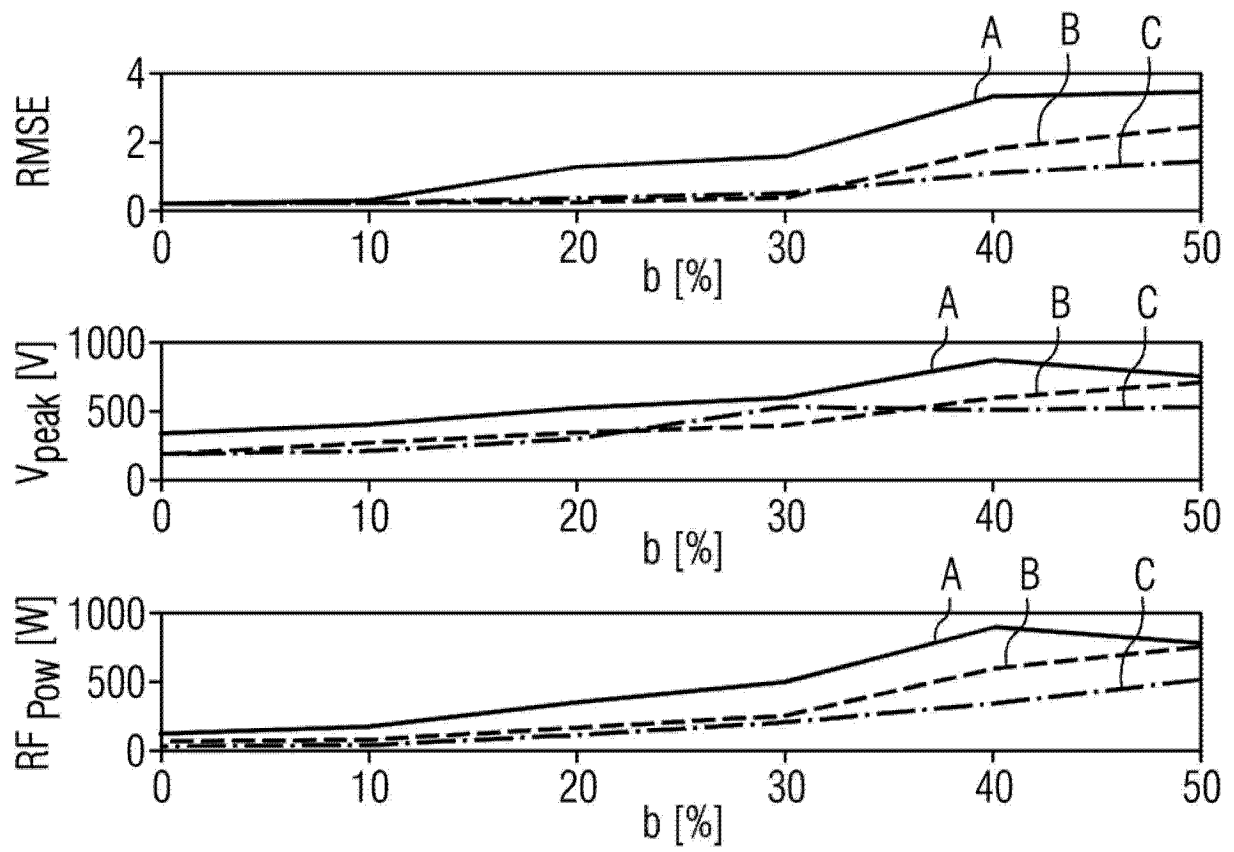


图 14

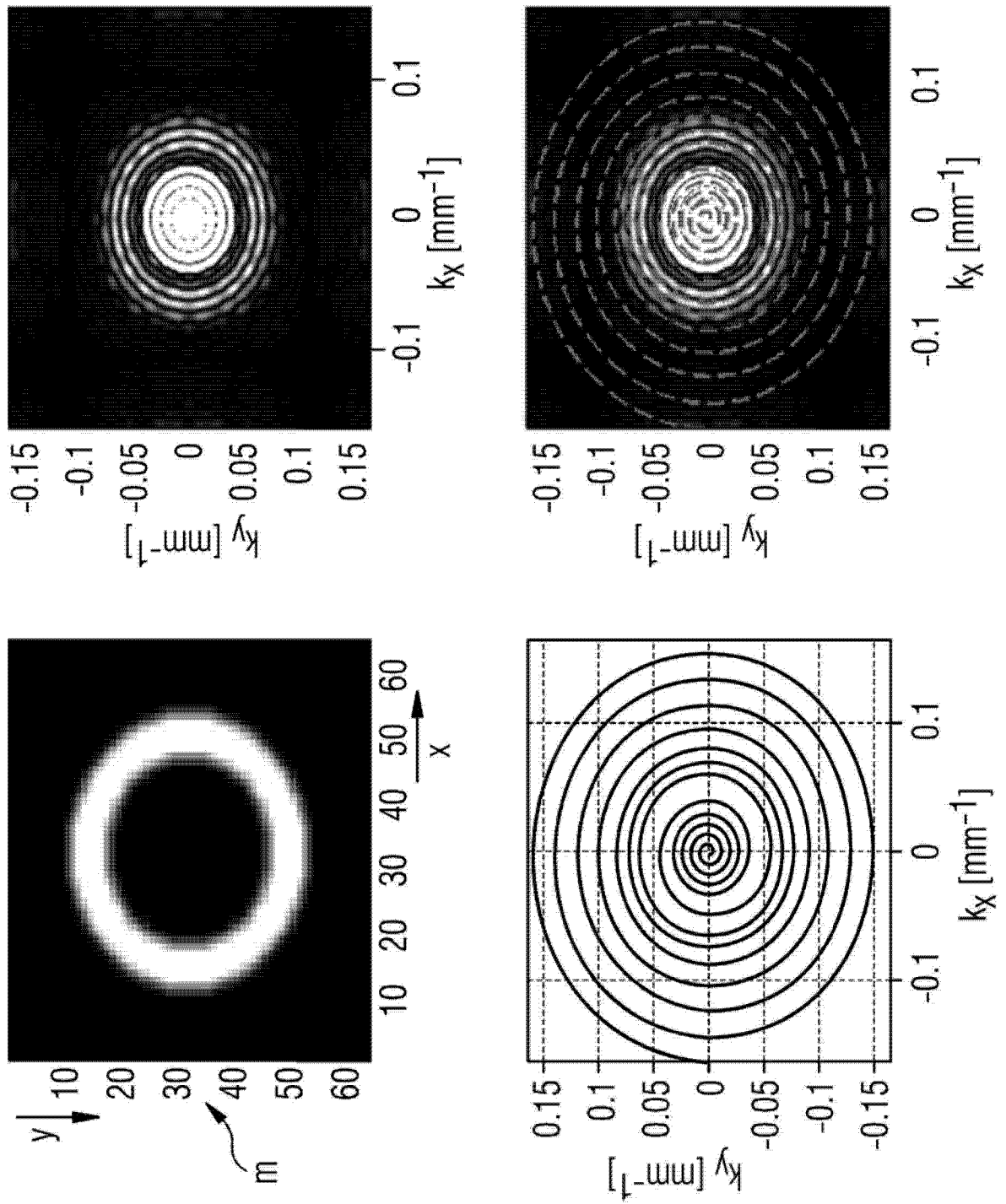


图 15

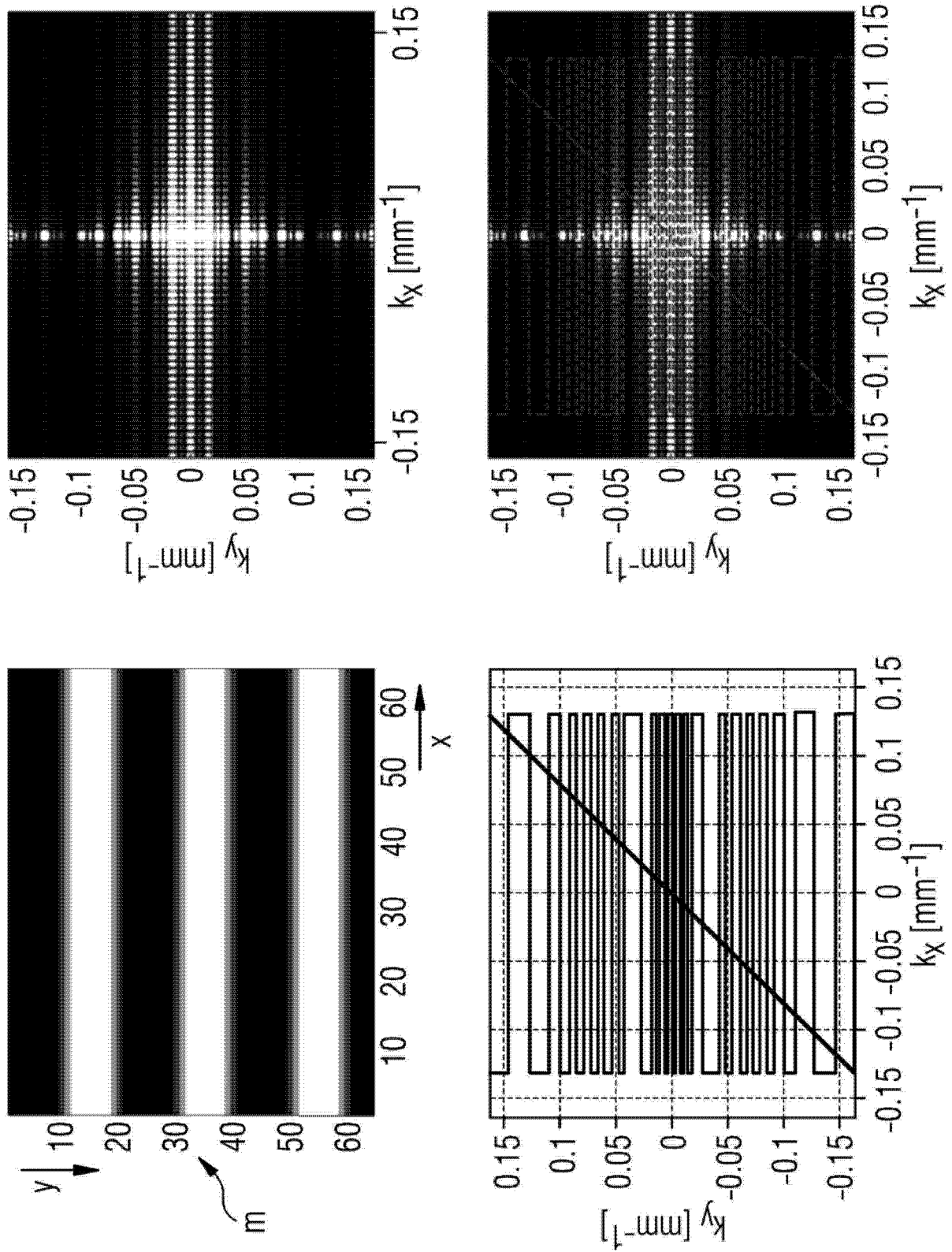


图 16

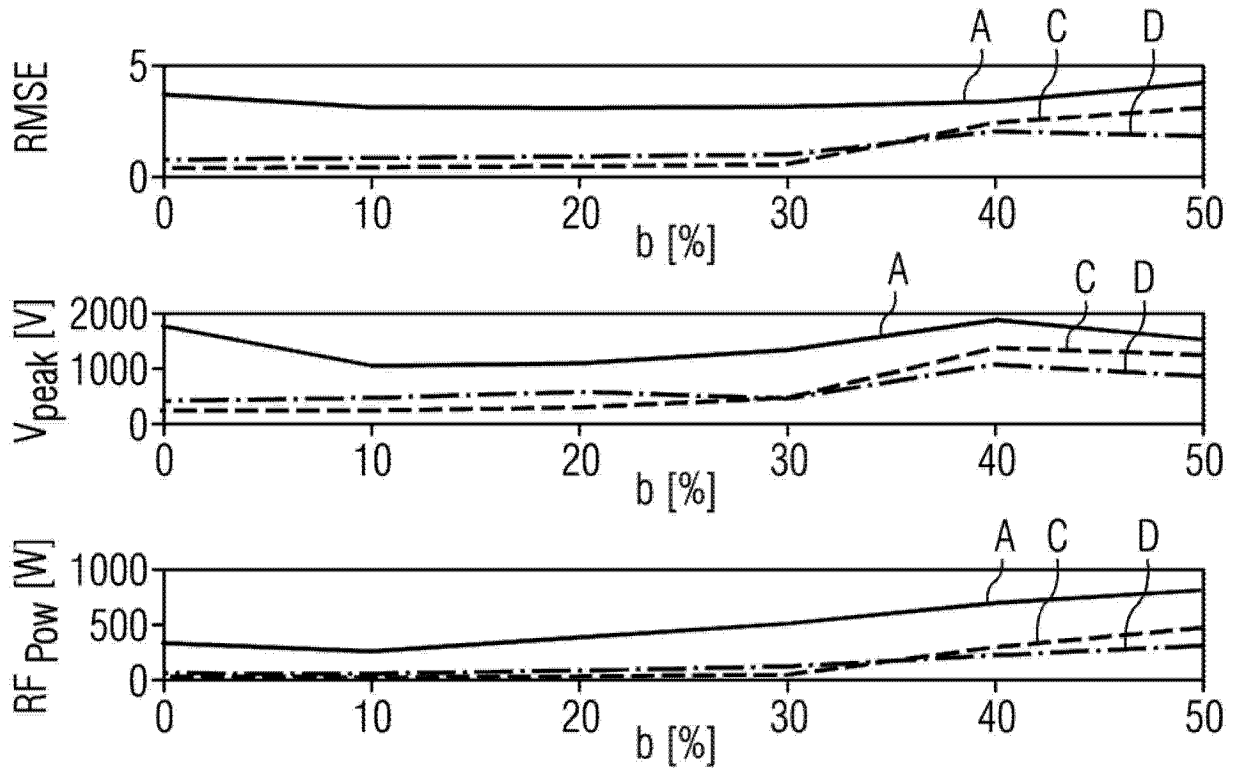


图 17