



(10)授权公告号 CN 105455813 B

(21)申请号 201510643132.0

米夏埃尔·维伦韦贝尔

(22)申请日 2015.09.30

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司

(65)同一申请的已公布的文献号

责任公司 11240

申请公布号 CN 105455813 A

代理人 余刚 李慧

(43)申请公布日 2016.04.06

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61B 5/055(2006.01)

102014219779.1 2014.09.30 DE

审查员 胡琴明

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 托马斯·本纳 斯文·卡姆帕格纳

托尔斯滕·法伊魏尔

贝恩德·屈恩

托尔斯滕·施佩克纳

彼得·施派尔

丹尼尔·尼科·施普利特霍夫

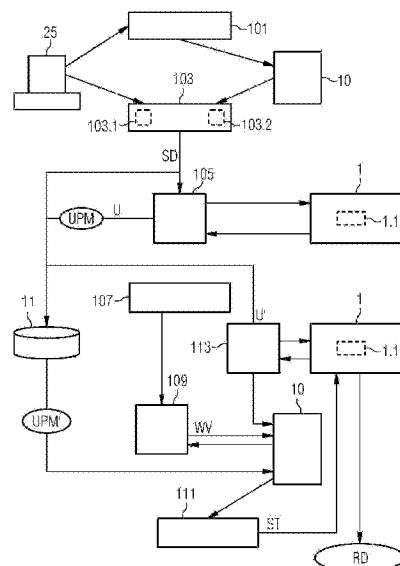
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

具有多个子系统的医学成像检查设备的运行

(57)摘要

本发明涉及一种运行具有多个子系统和对执行测量序列的子系统进行协调控制的控制装置的医学成像检查设备的方法,包括:确定医学成像检查设备的测量体积中的当前环境条件;将当前环境条件存为全局环境条件参数组。环境条件参数组的参数描述环境条件;通过选择的测量协议开始测量;传输与选择的测量协议关联的序列控制数据,其定义了属于测量协议的测量序列的不同功能性子序列;为每个功能性子序列分配不同作用体积;确定当前功能性子序列的作用体积中的其中应实现优化的当前子区域;基于传输的序列控制数据、全局环境条件参数组及作用体积的当前子区域计算测量序列的控制信号,使测量序列的功能性子序列在其作用体积的当前子区域方面局部地优化。



1. 一种用于运行医学成像检查设备(1)的方法,所述医学成像检查设备具有多个子系统(4,5,6,7,8,14,15,16,17,18)和控制装置(10),所述控制装置对用于执行测量序列的所述子系统(4,5,6,7,8,14,15,16,17,18)进行协调控制,所述方法包括以下步骤:

确定在所述医学成像检查设备(1)的测量体积中的当前的环境条件(U),

将当前的所述环境条件(U)存储成全局的环境条件参数组(UPM),其中,所述环境条件参数组(UPM)的参数描述了所述环境条件(U),

借助选择的测量协议开始测量,

传输与所选择的所述测量协议关联的序列控制数据,所述序列控制数据(SD)定义了属于所述测量协议的测量序列的不同的功能性子序列(TS₁,TS₂,TS₃,TS₄,TS₅,TS₆,TS₇,TS₈),

为每个功能性子序列(TS₁,TS₂,TS₃,TS₄,TS₅,TS₆,TS₇,TS₈)分配不同的作用体积(V₁,V₂,V₃,V₄,WV,WV₁,WV₂,WV₃),

确定在分配给所述测量序列的相应的当前的所述功能性子序列(TS₁,TS₂,TS₃,TS₄,TS₅,TS₆,TS₇,TS₈)的所述作用体积(V₁,V₂,V₃,V₄,WV,WV₁,WV₂,WV₃)中的相应的当前的子区域,在该子区域中能够实现优化,

基于传输的所述序列控制数据(SD)、全局的所述环境条件参数组(UPM)、以及所述作用体积(V₁,V₂,V₃,V₄,WV,WV₁,WV₂,WV₃)的确定的相应的当前的所述子区域计算出用于所述测量序列的控制信号(ST),使得所述测量序列的所述功能性子序列至少在分配给该功能性子序列的所述作用体积(V₁,V₂,V₃,V₄,WV,WV₁,WV₂,WV₃)的当前的所述子区域方面被局部地优化。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,全局的所述环境条件参数组(UPM)被位置解析地存储。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,为包含于全局的所述环境条件参数组(UPM)中的参数分别分配权重。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述权重取决于位置和/或代表了组织内容。

5. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,对分配给所述测量序列的相应的当前的所述功能性子序列(TS₁,TS₂,TS₃,TS₄,TS₅,TS₆,TS₇,TS₈)的所述作用体积(V₁,V₂,V₃,V₄,WV,WV₁,WV₂,WV₃)中的相应的当前的所述子区域的确定,考虑到了处于医学成像检查设备的所述测量体积中的检查对象的可能的的位置变化。

6. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,在所述测量期间,检测在所述医学成像检查设备(1)的测量体积中的所述环境条件的变化,并且所述环境条件参数组(UPM)基于检测到的所述变化来校正。

7. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述环境条件参数组(UPM)包括局部基磁场B₀的值和/或局部高频场的值B₁。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述局部基磁场的值和/或所述局部高频场的值是振幅和相位。

9. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,用于待测定的所述控制信号(ST)的所述序列控制数据(SD)包括临时优化参数和/或极限值,所述临时优化参数和/或所述极限值如下地选择,使得利用测定的所述控制信号(ST)确保所述测量的可执行性。

10. 一种医学成像检查设备(1),具有多个子系统(4,5,6,7,8,14,15,16,17,18)和控制

装置(10),其中,构造了所述控制装置,以便对用于以序列控制数据(SD)为基础来执行测量序列(MS)的所述子系统(4,5,6,7,8,14,15,16,17,18)进行协调控制,其中,所述序列控制数据(SD)定义了所述测量序列(MS)不同的功能性子序列(TS₁,TS₂,TS₃,TS₄,TS₅,TS₆,TS₇,TS₈),为所述功能性子序列分配不同的作用体积(V₁,V₂,V₃,V₄,WV₁,WV₂,WV₃),并且其中,所述控制装置(10)构造用于执行根据权利要求1至9中任一项所述的方法。

11.根据权利要求10所述的医学成像检查设备,其特征在于,所述医学成像检查设备是磁共振设备(1)。

12.一种存储有计算机程序的计算机存储介质,当在控制装置(10)上执行所述计算机程序时,所述计算机程序在所述控制装置(10)上实施根据权利要求1至9中任一项所述的方法。

13.一种电子可读取的数据载体(26),具有存储在所述数据载体上的电子可读取的控制信息,所述控制信息至少包括根据权利要求12所述的计算机存储介质的计算机程序并且设计为在医学成像检查设备(1)的控制装置(10)中使用所述数据载体(26)时执行根据权利要求1至9中任一项所述的方法。

具有多个子系统的医学成像检查设备的运行

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于运行具有多个子系统的医学成像检查设备的方法,以及涉及一种相应的医学成像检查设备和一种所属的计算机程序以及所属的电子可读取的数据载体。

背景技术

[0002] 医学成像检查设备、例如磁共振设备或者计算机断层扫描装置是一种具有多个技术性子系统的复杂装置。在磁共振装置中附属有基磁场系统、梯度系统、匀场系统和高频发射系统以及高频接收系统。

[0003] 为了利用磁共振设备产生检查对象的图像或者波谱数据,检查对象定位在通过基磁场系统产生的强均匀基磁场中,也称为 B_0 场,其具有0.2特斯拉至7特斯拉或者更高的场强,从而使其核自旋沿着基磁场指向。为了触发核磁共振,利用高频发射系统的合适的天线装置将高频的激励信号(HF脉冲)照射到检查对象中,从而使确定的、通过该高频场共振激励的原子的核自旋以确定的翻转角相对于基磁场的磁场线倾斜。被触发的核磁共振,也就是在核磁进动时发射的高频信号(也称:磁共振信号)借助高频接收系统测量,通常数字化并且作为复杂数字值至少(当给出位置参照时)作为所谓的k空间数据存放到k空间矩阵中。例如在信号-体素-波谱-测量时(没有位置参照),数字化的数据作为复杂的时间信号,也称为“FID数据”存储。基于k空间数据或者FID数据,能够重建MR图像或者能够测定波谱学数据。为了对测量数据进行位置编码,借助梯度系统,快速切换的磁梯度场覆盖基磁场。匀场系统应该对磁场进行均匀化。

[0004] 所有这些技术模型必须由控制装置以合适的方式和方法协调地响应。在此,必须通过控制来执行对于确定的成像过程来说必要的、对各个子系统在相应正确的时间点的设定和切换。通常,在成像流程中以子体积来记录待成像的体积,例如在2D成像时以多个层或者在3D成像中以所谓的多个“厚层”。如此记录到的子体积然后被组合成总体积。子体积的另外的定义可以例如通过能够由操作者特殊定义的“感兴趣区域(ROI)”或者“感兴趣的体积(VOI)”给出。此外,例如在磁共振系统中在确定局部饱和区域或者局部的制剂脉冲(Praeparation)或者标签脉冲时给出了附加的子体积。

[0005] 如已经提到的,为了进行协调控制,通常为控制装置传输序列控制数据,多数基于所谓的测量协议。该序列控制数据定义了整个测量序列的不同的功能性子序列。磁共振记录可以例如在第一子序列时为脉冲序列,从而局部地在确定区域中实现饱和。另外的子序列例如可以包括确定的制剂脉冲并且其他的另外的子序列用于按顺序地激励和接收不同层或者厚层中的磁共振信号。

[0006] 基于MR技术,如断层成像(MRT,英语“magnetic resonance tomography”)或者波谱分析(MRS,英语“magnetic resonance spectroscopy”)的常见方法需要“良性的”物理环境条件,从而确保记录到的数据的尽可能良好的质量。例如,这涉及到空间均匀性、时间稳定性和关联磁场和高频场、即基磁场(B_0)和梯度和高频场(B_1)的绝对精度。

[0007] 至今为止,与理想环境的偏差可以至少部分地例如通过系统特定的设定,、所谓的“Tune-Ups”,尤其是在感生了涡流的动态场干扰或者梯度灵敏性方面,或者通过检查对象特定的设定,尤其是在取决于磁化率的静态场干扰方面或者高频场的空间变化方面进行补偿。然而在此,在开始测量前确定的补偿设定通常在整个测量期间保持有效(“静态”校准)。

[0008] 对于不能被完全补偿的空间可变环境条件来说,这意味着对于数据质量的妥协。

[0009] De Graaf及其他人在“Dynamic Shim Updating (DSU) for Multi-Slice Signal Acquisition”, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 10, S. 536, 2002中描述了一种用于在功能性的多层MR成像中的B0匀场的场线圈的匀场电流的动态校准的健全的方式。对此,为了测定第一或者更高级别的空间场变化使用了决定的场确定序列,其必须精确地与预期的成像序列的相应参数(例如层位置和指向)进行匹配。场确定序列接收了对于场确定来说必要的的数据并且对其进行分析,从而由此为每个待利用成像序列测量的层计算优化的匀场电流(第一或者更高级别的)。接下来,成像序列以优化的匀场电流开始。在此,通过使用者非常准确地注意在成像序列和场确定序列之间的一致性,因为否则不一致性会导致数据质量的变差。因此,对于每个成像序列和该序列的每个变化再次建立场确定序列并且在测量之前利用成像序列来执行。该方法因此对于应用者来说非常复杂并且难以与另外的、例如静态的校准组合,因为在不同的参数之间的转换效果不能或者仅仅受限地被考虑到。如果静态校准参数改变,那么其能够对匀场电流的理想的动态校准产生影响并且将执行对场确定序列的再次执行并且执行对优化的匀场电流的计算。此外,优化在此受到成像序列的层的限制。更小的体积,例如区域性的饱和体积在此没有被考虑到。

[0010] 在DE 10 2009 020 661 B4中再次描述了一种方法,利用该方法对于测量序列的运行时间调整测量序列的参数、例如在磁共振技术中。此外,在此已经说明,即通常为不同的作用体积分配了不同的功能性子序列。也就是说,对于每个子序列来说,整个测量体积的另外的子体积都是关联的。然而,通过对于运行时间测定参数能够显示出,在此由于通过测量序列已经运行的测量而导致的仅受限地可用的时间中不能测定有意义的参数。在该种情况中,或者在整体上中断测量或者获得不理想的静态参数。

发明内容

[0011] 因此,本发明的目的在于,提出一种用于运行医学成像检查设备的方法,该设备具有多个子系统和控制装置,该控制装置对用于执行测量序列的子系统进行协调控制,提出一种相应的医学成像检查设备和一种所属的计算机程序以及所属的电子可读取的数据载体,其使用者友好地且时间优化地允许将序列控制数据与当前的环境条件和持续更新的待优化体积进行灵活的匹配(校准)并且克服至今为止的方法的上述缺陷。

[0012] 此外,本发明基于这样的考虑,即在其中与信号激励和数据接收关联的检查对象的体积在测量期间发生变化的测量中,通过对当前的关联体积的补偿设定的动态优化能够显著地改善数据质量。例如,这也适用于在多体素波谱分析时(例如结合按顺序的局部激励)或者在使用各种磁化制剂时(例如脂肪遏制,局部饱和,翻转,标记等等)的二维多层成像。

[0013] 根据本发明的方法用于运行具有多个子系统和控制装置的医学成像检查设备,控制装置对用于执行测量序列的子系统进行协调控制,该方法包括以下步骤:

- [0014] -确定尤其是在医学成像检查设备的测量体积中的当前的环境条件，
- [0015] -将当前的环境条件存储成全局的环境条件参数组，其中，环境条件参数组的参数描述了环境条件，
- [0016] -借助所选择的测量协议开始测量，
- [0017] -传输与所选择的测量协议关联的序列控制数据，该序列控制数据定义了属于测量协议的测量序列的不同的功能性子序列，
- [0018] -为每个功能子序列分配不同的作用体积，
- [0019] -确定在分配给测量序列的相应的当前功能性子序列的作用体积中的相应的当前子区域，在该子区域中应该实现优化，
- [0020] -基于所传输的序列控制数据、全局的环境条件参数组以及作用体积的确定的相应的当前子区域如下地计算用于测量序列的控制信号，即测量序列的功能性子序列在分配给其的作用体积的当前子区域方面被局部地优化。
- [0021] 根据本发明的方法允许对于运行时间灵活地对测量条件的任意改变做出反应并且分别测定理想的补偿参数并且通过控制信号对测量进行设定。尤其是在此也能够同时考虑到环境条件的变化以及作用体积的待优化的区域的变化、尤其是例如位置变化，特别地能够由此实现该方法的特别高的灵活性。
- [0022] 在此，能够针对性地限制到检查对象的感兴趣的体积中的子区域中，这不仅对计算时间而且也对检查结果的质量产生有利影响。通过控制信号的改善了的匹配可行性，在所应用的医学成像检查设备中还能够构造较低成本的硬件，并且其由此成本低廉地进行制造，因为通过该硬件能够对也许不理想的环境条件利用该方法进行补偿。
- [0023] 如果在描述的方法中考虑到在作用体积中的权重（例如与组织内容相关的），那么即使难以优化的区域、例如仅仅在外围区域的具有信号项的优化体积，也能够被特别良好地优化，从而改进图像质量。
- [0024] 但是，并不如在至今的现有技术中通常所需要的那样，即使用者应确保不同的测量协议的一致性，如用于确定环境条件的校准测量的和实际测量的协议。更多的是能够使用开创性的校准测量，而无需操作者对其首先进行参数化。
- [0025] 根据本发明的、具有多个子系统的医学成像检查设备包括构造用于执行根据本发明的方法的控制装置，其中控制装置构造用于基于序列控制数据对用于执行测量序列的子系统进行协调控制，其中，序列控制数据定义了测量序列的不同的功能性子序列，为子序列分配不同的作用体积。
- [0026] 根据本发明的计算机程序当其在控制装置上运行时在控制装置上执行根据本发明的方法。
- [0027] 根据本发明的电子可读取的数据载体包括存储在其上的电子可读取控制信息，其至少包括根据本发明的计算机程序并且如下地设计，使得在医学成像检查设备的控制装置中使用数据载体时，该程序执行根据本发明的方法。
- [0028] 参考根据本发明的方法给出的优点和设计方案也类似地适用于医学成像检查设备，计算机程序产品和电子可读取的数据载体。

附图说明

[0029] 本发明的另外的优点和细节由下面说明的实施例并根据附图给出。索列举的实例并不对本发明产生限制。图中示出：

[0030] 图1是磁共振设备形式的自身已知的医学成像检查设备的实施例的示意图，

[0031] 图2是根据本发明的方法的流程图，

[0032] 图3利用为各个子系统的对于第一子序列以第一作用体积被优化的参数的图示示出了具有多个子序列以及分配给其的作用体积的测量序列的极简化的实施例，

[0033] 图4是如图3的具有各个子序列以及分配给其的作用体积的测量序列，然而利用子系统的为第二子序列以第二作用体积被优化的参数的图示示出，

[0034] 图5是如图3的具有各个子序列以及分配给其的作用体积的测量序列，然而利用子系统的为第三作用体积优化的参数的图示示出，

[0035] 图6是用于展示根据本发明的方法的作用方式的示意图。

具体实施方式

[0036] 在图1中粗略地示意性示出了医学成像检查设备，在此是磁共振设备1形式的医学成像检查设备。其一方面包括具有位于其中的检查空间3或者患者通道的实际的磁共振扫描仪2。躺放单元9能够以不同的位置伸入到该患者通道3中，从而使放置在其上的检查对象、例如平躺在其上的患者P或者受检者，在检查期间能够被放置在磁共振扫描仪2内部的相对于布置在其中的磁系统和高频系统的确定位置处或者在测量期间也能够在不同位置之间移动。在此需要指出的是，磁共振扫描仪2的精确的构造类型并不重要。因此，例如可以使用具有典型的患者通道的柱形系统，但是也可以使用在一侧开放的C弧形磁共振设备。

[0037] 磁共振扫描仪2的重要组件是基磁场磁铁4，多个匀场线圈5和磁场梯度线圈6以及整体高频线圈7。通过整体线圈7可以实现对在检查对象中感生出的磁共振信号的接收，利用该线圈通常也发射用于感生出磁共振信号的高频信号。但是也可行的是，该信号例如利用放置在患者上或者下的局部线圈8来接收。所有的这些组件对于本领域技术人员说基本是已知的并且因此在图1中仅仅粗略地示意性示出。

[0038] 各个组件由一个控制装置10进行控制，该控制装置在此以整体的模块的形式示出。在此，其能够是控制计算机，其也可以由多个可能空间上分开的并且通过合适的电缆或者类似物彼此连接的单个计算机组成。通过终端接口12，该控制装置10与终端25连接，操作者通过该终端能够控制整个设备1。在此，终端接口12应理解为终端25与控制装置10的、尤其是由例如是鼠标和/或键盘的输入设备和由例如是显示器或者监视器显示设备的各个连接。

[0039] 该控制装置10此外具有基磁场控制布置14，其例如对基磁场磁铁的冷却进行监控，匀场线圈控制布置15和梯度线圈控制布置16。通过高频发射/接收单元17控制和读取整体线圈7。高频发射/接收单元17的高频发射部分例如包括用于放大和形成高频脉冲的高频脉冲放大器和NCO，利用其能够确定高频脉冲的频率和相位。通过另外的高频接收单元18也许对局部线圈8进行读取。该高频接收单元18例如可以包括线圈选择单元，从而分别从多个可用的局部线圈中选出合适的局部线圈；以及包括用于确定频率和相位的NCO。患者躺卧控制单元19用于对躺卧单元9进行控制。

[0040] 基磁场磁铁4与其控制布置14一同形成基磁场系统4,14；匀场线圈5与所属的控制

布置15形成匀场系统5,15;磁场梯度线圈6与所属的控制布置16形成梯度系统6,16;高频线圈7与其高频发射/接收单元17共同形成高频发射/接收系统7,17;并且局部线圈8和其高频接收单元18共同形成另外的高频接收系统8,18。

[0041] 全部的控制布置14,15,16,19以及高频发射和/或接收单元17,18由中央控制单元20协调地控制,从而使得对于执行测量来说必要的基磁场、梯度磁场和高频线圈脉冲同步地输出、正确地设定匀场线圈以及使得躺卧单元9位于正确的位置处。此外,为此必须使得在局部线圈8处的信号在合适的时间点通过高频接收单元18来读取并且相应地进一步处理,或者偶尔在整体线圈7处的信号通过高频发射/接收单元17来读取并且相应地进一步处理。

[0042] 如此获得的信号或者原始数据RD然后被转发到图像重建单元13,其中对希望的磁共振图像数据或者波谱数据BD进行重建,以使其然后例如在终端25的屏幕上输出或者存储在存储器11中。

[0043] 对此详细地指出,即这样的磁共振扫描仪2以及所属的控制装置10还具有或者能够具有多个另外的组件,其在此不详细地阐述。特别地,检查设备1也能够例如通过合适的接口与网络连接。例如与放射学信息系统(RIS)耦联,以便由此接收控制协议,该控制协议能够在设备1处使用,或者以便发射例如由设备1产生的磁共振图像数据、使该数据存储在外部大容量存储器中或者传输给说明工作站或者打印机或者类似物。

[0044] 用于各个控制布置14,15,16,19和高频发射和/或接收单元17,18的控制信号的通过中央控制单元20的产生在此通过软件形式在控制装置10的处理器上实现的控制信号发生模块21实现,其基于序列控制数据SD产生控制信号ST,该序列控制数据定义了整体测量序列的不同的子序列。这种由多个子序列组成的测量序列的实例随后根据图3至5进行阐述。该序列控制数据SD通常在内部地由控制协议SP确定,该控制协议表征了待执行的测量的测量协议并且能够存储在设备1的存储器11中。这样的控制协议SP包括对于无摩擦地运行确定的测量序列来说必要的全部控制数据。操作者可以例如通过合适的操作者界面借助终端25选择用于待执行的测量的合适的控制协议SP并且然后可以根据该控制协议全自动地执行测量。但是还可行的是,操作者调出并且修改控制协议SP,从而例如执行特定的测量。同样可行的是,控制协议SP通过在另外的计算机上的另外的(未示出)网络接口尤其由磁共振设备的制造商或者由特定的致力于研发控制协议的服务商提供的控制协议中选出。

[0045] 如以上详述的,对于产生尽可能良好的图像数据来说有意义的是,用于确定的子序列的各个子系统被如下地控制,使得其以对于确定的子序列重要的作用体积或者其中的确定部分来优化。至今这由此实现,即控制协议的研发者之前已经考虑到,哪些作用体积对于哪些子序列是关联的并且然后相应地在控制协议中修改用于子系统的序列控制数据或者参数,从而利用该子序列实现在定义的作用体积中的优化。

[0046] 在此描述的方法也能够以计算机程序的形式存在,当其在控制装置10上执行时,该程序在控制装置10上实施该方法。同样也可以存在电子可读取的数据,其具有存储在其上的电子可读取控制信息,该控制信息至少包括所描述的计算机程序并且其如下地设计,即在医学成像检查设备1的控制装置10中使用数据载体26时,控制信息执行描述过的方法。

[0047] 在图2中示出了用于运行具有多个子系统和控制装置10的医学成像检查设备的方法的流程,该控制装置对用于执行测量序列的子系统进行协调控制。

[0048] 在此,在对患者P或者其他的检查对象的待执行的测量开始之前,首先在步骤105中确定医学成像检查设备1的尤其是整个测量体积中的当前的环境条件U,并且存储在全局的环境参数组UPM中、例如存储器11中。环境条件参数组UPM的参数在此以合适的方式描述了环境条件U。环境条件U在此能够例如直接借助医学成像检查设备1例如借助于导航测量或者借助外部传感器1.1发生,外部传感器例如可以测量和确定基磁场 B_0 和/或高频场 B_1 。

[0049] 在此,全局的环境条件参数组UPM被位置解析地存储,例如以描述了环境条件的三维参数图的形式。

[0050] 在一个实施例中,为在全局的环境条件参数组UPM中包含的参数分别分配一个权重。该权重可以尤其位置解析地代表组织内容、尤其在哪儿存在哪种组织。

[0051] 在此,环境参数组UPM例如可以包括局部基磁场 B_0 的值和/或局部高频场 B_1 的例如振幅和相位形式的值。局部高频场 B_1 的值在此能够尤其包括用于所使用的HF发射阵列的每个元件的值。

[0052] 存储的环境条件参数组UPM在此包含所有信息,从而为医学检查设备1的测量体积的任意子体积确定优化的设定参数并进而确定用于测量的控制信号。基于作为数据基础的全局环境条件参数组UPM,在测量期间的所有类型的变化时,尤其是也在由于检查对象位置变化造成变化时能够快速灵活地在测量期间对该变化进行最大可能的补偿。

[0053] 此外,在对患者P或者其他的检查对象的待执行的测量开始之前,在设定环境参数组UPM之前或者之后,已经能够在步骤101中将分配给待执行的测量的控制协议传输到医学成像检查设备1的控制装置10。为此,能够由使用者在医学成像检查设备1的终端25处进行输入,例如选择确定的控制协议和/或还有如上所述的根据当前的希望进行改变。

[0054] 在另外的步骤103中,与传输的控制协议关联的序列控制数据SD被确定并存储在存储器11中,该序列控制数据定义了属于控制协议的测量序列的不同的功能性子序列。在此,根据例如预设了序列类型、另外的测量参数和待检查的身体区域、总之预设了控制协议的希望的测量类型,对于序列控制数据的不同选择来说例如动态匹配可以是有意义的。例如,当测量相对于 B_1 场的变化应该比较不敏感时,为了简化接下来的测量的流程,相应的序列控制数据SD,如用于翻转角度设定或者还有 B_1 匀场设定的发送器尺度被划分为静态待设定的序列控制数据SD(步骤103.1),而例如涉及 B_0 场的另外的序列控制数据被划分为动态待匹配的序列控制数据SD(步骤103.2)。通过这种方式,能够改进方法的稳定性并且降低用于确定环境条件的待执行的测量的范围。

[0055] 此外,在测量之前,基于当前已知的作用体积和当前已知的环境条件,确定的序列控制数据SD、临时的优化参数能够被测定并且作为标准值或者例如作为起始值用于在步骤111中待测定的优化的控制信号ST。

[0056] 附加的或者可替换的是,确定的序列控制数据SD也可以包括用于在步骤111中待测定的被优化的控制信号ST的应保持的极限值,控制信号被如下地选择,即在保持该极限值时确保该测量的可实施性。测量的可实施性在此尤其取决于所应用的硬件的待保持的极限值,例如最大梯度功率,和/或待保持的决定安全的极限值,例如像最大SAR负载(SAR:特定吸收率,英文:“specific absorption rate”)。

[0057] 通过这种方式能够确保,即尽管根据本发明在测量的运行时间期间采取了对控制信号ST的优化,也能实施该测量。

[0058] 在步骤107中开始实际的测量,其借助所选择的测量协议实现。

[0059] 如果对于所选择的测量协议关联的、定义了属于测量协议的测量序列的不同功能性子序列的序列控制数据在开始测量(框107)之前并未被传输,那么这也可以在测量开始(框107)之后再发生(框103)。

[0060] 只要作用体积在测量期间未发生变化,那么其能够在测量开始之前已经被确定并且被分配给测量序列的每个功能性子序列。但是在其中作用体积在测量期间变化的测量中,首先在运行着的测量中将不同的作用体积VW分配给测量序列的每个功能性子序列。在框109中示出将作用体积分配给测量序列的功能性子序列。在测量期间进行例如前述的分配时,确定在分配给测量序列的相应的当前的功能性子序列的作用体积VM中的当前子区域,在该子区域中尤其为了补偿不均匀性应该分别实现对控制信号的优化。在简单的实施例中,当前的作用体积已经相当于其中应该实现优化的子区域。

[0061] 这尤其可以自动地根据控制协议实现。例如,在希望多层测量时,每个待记录的层能够定义这种体积。另外的实例例如可以通过控制协议预设的区域性饱和体积。对此,随后参考图3至5进一步阐述。

[0062] 对其中应该实现控制信号的优化的当前子区域的确定,在此可以例如基于环境条件参数组UPM的所存储的权重信息实现。此外,通过使用者能够设置对要优化的子区域的直接或者仅仅间接的手动修改。使用者例如可以在测量开始之前传输序列控制数据SD时预设一个体积作为优化体积(例如“感兴趣的体积”),该体积例如分别包括感兴趣的解剖学区域。在测量期间测定的相应的当前作用体积WV然后可以限制到其自身与适用的优化体积的交集的子区域上。因此,根据本发明的方法允许了对作用体积的任意子区域的优化并且不会对例如通过测量预设的体积、如像多层测量时的层产生限制。

[0063] 对分配给测量序列的相应的当前功能性子序列的作用体积WV中的相应的当前子区域的确定在此可以考虑到位于医学成像诊断设备的测量体积中的检查对象、例如患者的可能的位置变化。这能够例如自动地通过医疗检查设备1共同与控制装置10,例如基于当前的测量指令或者运行着的测量序列实现。在此尤其可以设想,即确定来自例如在交互测量时、如在荧光透视测量时由操作者执行的手动操作、或者来自在测量时主动的运动校正(例如基于导航测量又或者外部传感器1.1)确定的层跟踪或者类似情况的检查对象的位置变化。此外可以设想,位置变化纯粹基于通过外部传感器1.1测定的数据来确定。在此,尤其可以设想与用于对尤其是实心体的运动进行定量的方法相结合的光学传感器1.1、如摄像机。

[0064] 在步骤111中,例如借助控制装置10、基于传输的序列控制数据SD、全局环境条件参数组UPM和作用体积WV的确定的相应当前子区域如下地计算用于测量序列的控制信号ST,即测量序列的功能性子区域至少在分配给其的作用体积的当前子区域方面被局部地优化。

[0065] 附加的是,在步骤113中可以监控环境条件。为此,在测量期间,环境条件U'的变化能够尤其在医学成像诊断设备1的测量体积中被检测到。检测到的变化可以进一步被存储。在此,环境条件参数组UPM能够基于检测到的变化来校正,由此获得校正了的环境条件参数组UPM'。

[0066] 控制单元10在测量期间如下地对相应地更新的环境条件参数组UPM'进行访问并且能够分别确定优化的控制信号ST,利用该控制信号进一步控制运行着的测量。

[0067] 控制信号ST控制医学成像检查设备1,该设备由此产生原始数据RD,其又存储到存储器11中或者作为图像数据或者波谱数据被重建并且也许可以被示出。

[0068] 因此,例如在步骤105中可以接收和存储用于整个测量体积的环境条件参数组UPM,其对于每个位置x例如具有 $4\text{mm} \times 4\text{mm} \times 4\text{mm}$ 的分辨率,或者视应用场合而定或者更粗糙或者更精细,局部基磁场 B_0 和权重在最简单的情况中例如对于每个位置来说,当存在组织时 $W(x) = 1$,并且,当不存在组织时 $W(x) = 0$ 。如果现在对于测量的运行时间在步骤111中确定了控制信号ST,其优化了HF平均频率和梯度失调电流(Gradienten-offsetstroeme)(用于补偿0.和1.等级的静态的场干扰),从而在当前关联的子区域的内部、尤其是骰骨内部,使得图像质量最大化,可以为在当前作用体积的关联子区域内部的每个位置x读取用于局部基磁场 $B_0(x)$ 和相应所属的权重参数 $W(x)$ 的值。以此为基础,现在可以确定加权的基磁场平均值 B_0' 和加权的基磁场梯度 G' ,由此计算出相对应的HF平均频率和用于补偿的相对应的匀场失调电流,其通过控制信号在测量中被使用。

[0069] 在另外的实例中,在步骤105中可以接收和存储用于整个测量体积的环境条件参数组UPM,其对于每个位置x例如具有 $4\text{mm} \times 4\text{mm} \times 4\text{mm}$ 的分辨率,或者视应用场合而定或者更粗糙或者更精细,对于每个使用的HF发射通道来说包括例如振幅和相位形式的局部高频场 B_1 ,以及权重,在最简单的情况中例如对于每个位置来说,当存在组织时 $W(x) = 1$,并且当不存在组织时 $W(x) = 0$ 。如果现在对于测量的运行时间在步骤111中确定了控制信号ST,其优化HF缩放倍数和HF功率分配(用于补偿静态的空间上的 B_1 改变),从而在当前关联子区域的内部、尤其是骰骨内部,使得图像质量最大化,可以为在当前作用体积的关联子区域内部的每个位置x读取用于局部高频磁场 $B_1(x)$ 和相应所属的权重参数 $W(x)$ 的值。以此为基础,现在能够确定加权的高频场平均值 B_1' 和根据由发射通道产生的HF场的基本函数的空间分布的加权展开,由加权展开计算出相应的HF振幅缩放倍数和用于补偿的相应的HF功率分配,该缩放倍数和功率分配通过控制信号应用于测量中。

[0070] 作为权重也可以使用更复杂的权重,该更复杂的权重例如将不同的组织进行不同程度的加权。

[0071] 尽管如此,控制单元10的中央控制单元20能够例如除了控制信号发生模块21之外还具有序列控制数据测定模块22,其在控制协议SP的内部识别和读取序列控制数据SD。附加地,中央控制单元20优选地具有位置数据测定模块23,其识别了在控制协议SP中的作用体积位置数据PD,并且如此获得的序列控制数据和位置数据然后由控制信号发生模块21以合适的方式处理,以便实现希望的优化。原理上,序列控制数据测定模块22以及位置数据测定模块23也作为组合模块实现,其识别序列控制数据SD和作用体积位置数据PD并且传输给控制信号发生模块21。此外,序列控制数据测定模块和位置数据测定模块也能够集成到控制信号发生模块21中。然而,在图1中选择了分开展示这些模块,从而清晰示出,首先在中央控制单元20中全自动地实现对分配给测量序列的各个子序列的作用体积的优化。

[0072] 特别地,位置数据测定装置23也可以如下地构造,以使得其例如基于获得的作用体积位置数据PD和基于借助重建单元13在至此为止的概览测量中产生的图像数据BD为各个子序列确定所限制的优化体积。

[0073] 上述何时有意义的实例同样在图1中示意性地在患者通道3中的患者P处示出。在此示出了三个不同的层,该层应该对于在测量序列内部的确定的子序列来执行。这些层中

的每一个都具有完全确定的作用体积 WV_1, WV_2, WV_3 ,但是其中这些体积中的仅仅一部分真正包括待检查的患者P的一部分。该作用体积 WV_1, WV_2, WV_3 中在患者身体之外的区域完全不承载重要的图像信息。因此有意义的是,仅仅作用体积 WV_1, WV_2 的子区域作为优化体积使用,该子区域与患者P的身体重叠。在第三层 WV_3 中,该优化体积 OV_3 是整个以下区域,该区域作为在作用体积 WV_3 和患者身体的体积之间的交集给出。

[0074] 根据另外两个作用体积 WV_1, WV_2 示出了另外的变体。在此由此出发,即在患者P的身体内部应该检查作为检查对象O的确定的器官O。该器官O具有确定的对象体积 OV 。因为仅仅该体积 OV 是感兴趣的,因此在此形成作用体积 WV_1, WV_2 与对象体积 OV 的交集,以便找到相应的优化体积 OV_1, OV_2 。如果出现这种情况,即作用体积不具有与所属的优化体积的交集,那么例如可以放弃形成交集,并且仅仅观察作用体积或者用于所属的、与优化体积没有交集的作用体积的优化体积能够被外插作为基础的新的优化体积。这种情况例如可以当为测量所预设的待测量层大于由使用者确定的VOI或者大于待映射的器官时出现。

[0075] 在参考图3至5的情况下,再次根据具体的、但是非常简化的测量序列MS阐述以分配给确定的子序列的作用体积优化各个子系统的可行性。

[0076] 在此,在最上面一行中分别以单个区块的形式示出不同的子序列 $TS_1, TS_2, \dots, TS_8$ 。在最下面一列中示出了分配给测量序列MS的子序列 $TS_1, TS_2, \dots, TS_8$ 的作用体积 V_1, V_2, V_3, V_4 。

[0077] 由此可见,为第一子序列 TS_1 分配第一作用体积 V_1 并且为第二子序列 TS_2 分配第二作用体积 V_2 。为子序列 TS_3, TS_4, TS_5 分配共同的作用体积 V_3 。同样为子序列 TS_6, TS_7, TS_8 也分配作用体积 V_4 。

[0078] 在下部的和上面行之间分别在用于单个子序列的单独时间轴上单独地示出了要由子系统输出的脉冲。也就是说,通过同步地输出分别在通过框标记的子序列 $TS_1, TS_2, \dots, TS_8$ 下方示出的脉冲和对子系统处的相应参数的设定,执行各个子序列 $TS_1, TS_2, \dots, TS_8$ 。在从上面数的第二行中象征性地示出了要由高频脉冲放大器RFPA输出的高频脉冲波形和振幅。在第二行中表现了相应待设定的NCO相位,其中,曲线的斜度表现了频率高度。在接下来的行中绘出了梯度脉冲 G_x, G_y, G_z 并且在倒数第二行中示出了读取窗口,在读取窗口中对用于读取所选择的接收线圈的模拟/数字转换器ADC进行控制。在此,出于简明起见,示出了单通道发射系统。在多通道发射系统中,例如对于每个发射元件可以显示不同的HF脉冲曲线(振幅和/或相位),以便实现B1匀场。

[0079] 测量序列MS的第一子序列 TS_1 在此用于区域性饱和,也就是说,在受限的区域性作用体积 V_1 内部的整个核心被饱和。为此,首先为了使相位偏移,接通短的、加强的 G_x 和 G_y 梯度。接下来,确定形状和振幅的高频脉冲以确定的、由NCO输出的随时间变化的相位曲线输出,该相位曲线的斜度对应于高频脉冲的频率,而同时为了选择层而发射另外的 G_y 梯度脉冲。该子序列为了使相位偏移而以在x和y方向上的另外的短的、加强的梯度脉冲结束。

[0080] 在作用体积 V_1 方面,因为该作用体积 V_1 是已知的,能够由控制装置自动地优化不同的参数。一方面,待发射的高频脉冲的振幅A以及同时还有由NCO输出的频率F能够被优化。此外,例如匀场失调电流S能够对于梯度线圈 G_x, G_y 匹配地设定并且在此匹配的参数也能够同时为麦克斯维尔校正M传递。与相应的作用体积 V_1 相关地被局部优化的参数在图3中作为从第一体积 V_1 的下面一行出发的箭头示出。

[0081] 直接连接第一子序列TS₁的另外的子序列TS₂是化学饱和的,例如脂肪饱和。这与区域性饱和极其类似地通过发射具有确定的振幅和通过NCO预设的频率的高频脉冲来实现,其中在此该频率根据待抑制的核磁形式的化学偏移来设定。在此,在发射高频脉冲之前以及在发射高频脉冲之后,分别仅仅接通在G_x和G_y梯度中的相移脉冲。不实现对(如在第一子序列TS₁中)用于层选择的G_y梯度进行发射,因为该饱和应该全局地实现,也就是说,作用体积V₂在此是在测量空间中的全部体积。在图4中示出,如例如在该子序列列TS₂中,优化当前作用体积V₂的振幅A和频率F。

[0082] 然后,在该化学饱和TS₂之后借助三个子序列TS₃,TS₄,TS₅实现获取用于第一层的原始数据,该三个子序列必须全部对涉及的层产生影响。该层确定了所属的作用体积V₃。在此,该第一子序列TS₃用于在作用体积V₃中的层激励。这通过发射具有确定的振幅和由NCO预设的频率的高频脉冲HF在同时发射G_z层梯度脉冲和接下来的较短的负G_z重建相位脉冲的情况下实现。下一个子序列TS₄用于相位编码。为此,仅仅接通G_y梯度脉冲。在接下来的子序列TS₅中通过以下方式实现读取在作用体积V₃中产生的磁共振信号,即首先发射用于移相的负的G_x梯度脉冲并且接下来发射用于重建相位的正的G_x梯度脉冲,其中,同时激活用于读取的ADC。之后结束对该层的测量。能优化的参数在此在图5中再次根据箭头示出:所发射的高频脉冲的振幅A,在输出高频脉冲时设定的相位和NCO的频率F以及在接通梯度脉冲G_x,G_y,G_z时的用于匀场失调S和麦克斯维尔校正参数M的分别再次的参数。关于ADC,优化可以如下地实现,即只要有不同的读取线圈(例如多个局部线圈)可用,则选择出对于涉及的作用体积V₃来说最好的线圈组合,这通过线圈选择参数C示出。

[0083] 在子序列TS₅之后,利用该子序列由体积V₃中读取数据,此时可以在子序列TS₆的内部实现对其他层的激活。其他层在此通过作用体积V₄示出。以与第一层中、也就是在作用体积V₃中一样的方式,为了测定图像数据在作用体积V₄中此时也实现用于相位编码的子序列TS₇和用于读取层的另外的子序列TS₈。

[0084] 当然,以相同的方式也可以读取其他的层,其中,相应的子序列必须被重复。同样,也能够以任意的方式在层的测量之间插入另外的饱和子序列或者另外的特定的子序列,例如用于对血液或者其他流体进行标记或者贴上标签,血液或其他流体在身体中的走向应该随后被确定。相应于多个最不不同的可行的子序列和所属的作用体积还给出了最不不同的可行性,对于各个子序列在所分配的作用体积方面对不同的子系统的参数进行优化。

[0085] 最后需要再一次指出的是,前述构造仅仅是实施例并且该原理也能够由本领域技术人员在另外的领域中进行改变,而不脱离本发明的范围。为了便于理解而应该指出,不定冠词“一”或者“一个”的使用不是排他的,即所涉及的特征也能够以多个存在。同样,术语“单元”不是排他的,即其由多个组件构成,这些组件也许能够在空间上分开。

[0086] 图6示出了用于展示根据本发明的方法的作用方式的示意图。

[0087] 示出的是示例性的非中心的作用体积WV,例如待测量的层,在该层中仅仅在右侧上部边缘处存在组织G。在测量期间,例如可以基于热迁移效应出现基磁场B₀的空间变化dB₀。在图示中,基磁场B₀的空间变化dB₀具有与位置x的近似矩形的相关性(以实线示出)。甚至当医学检查设备1能够例如通过来自硬件的预设仅仅校正0.和1.等级的基磁场B₀的变化、也就是HF平均频率和梯度失调电流时,利用在此描述的方法通过使用描述的权重可以实现对迁移的良好补偿。因为通过权重信息隐含已知了作用体积的(或者作用体积的待优

化的子区域的) 关联的区域。由此可以对于运行时间自动地确定局部理想补偿设定K (通过虚线示出), 其使得在组织G的区域中的空间误差最小化并进而通过控制信号如下地控制测量, 即能够实现理想的测量结果。

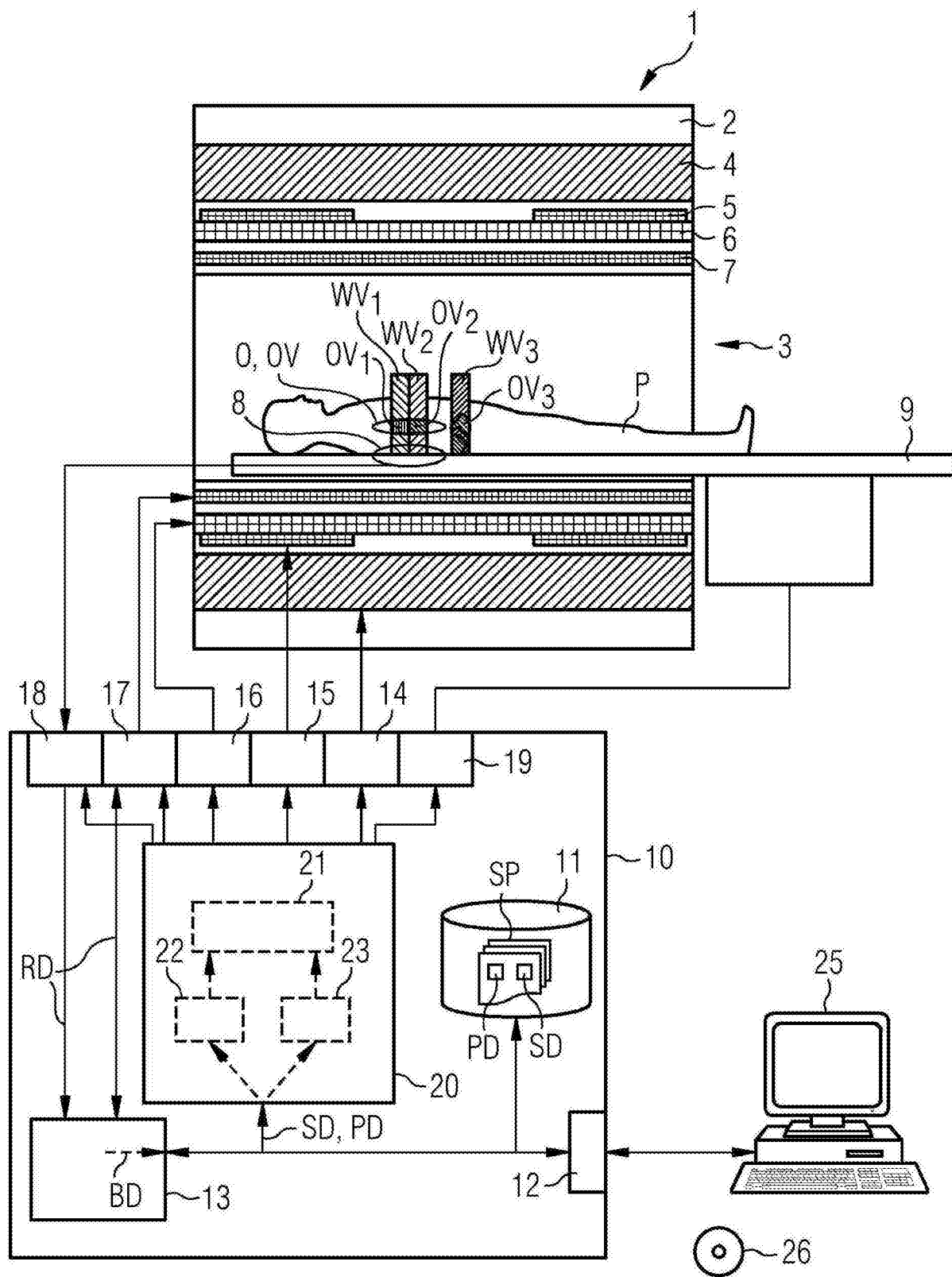


图1

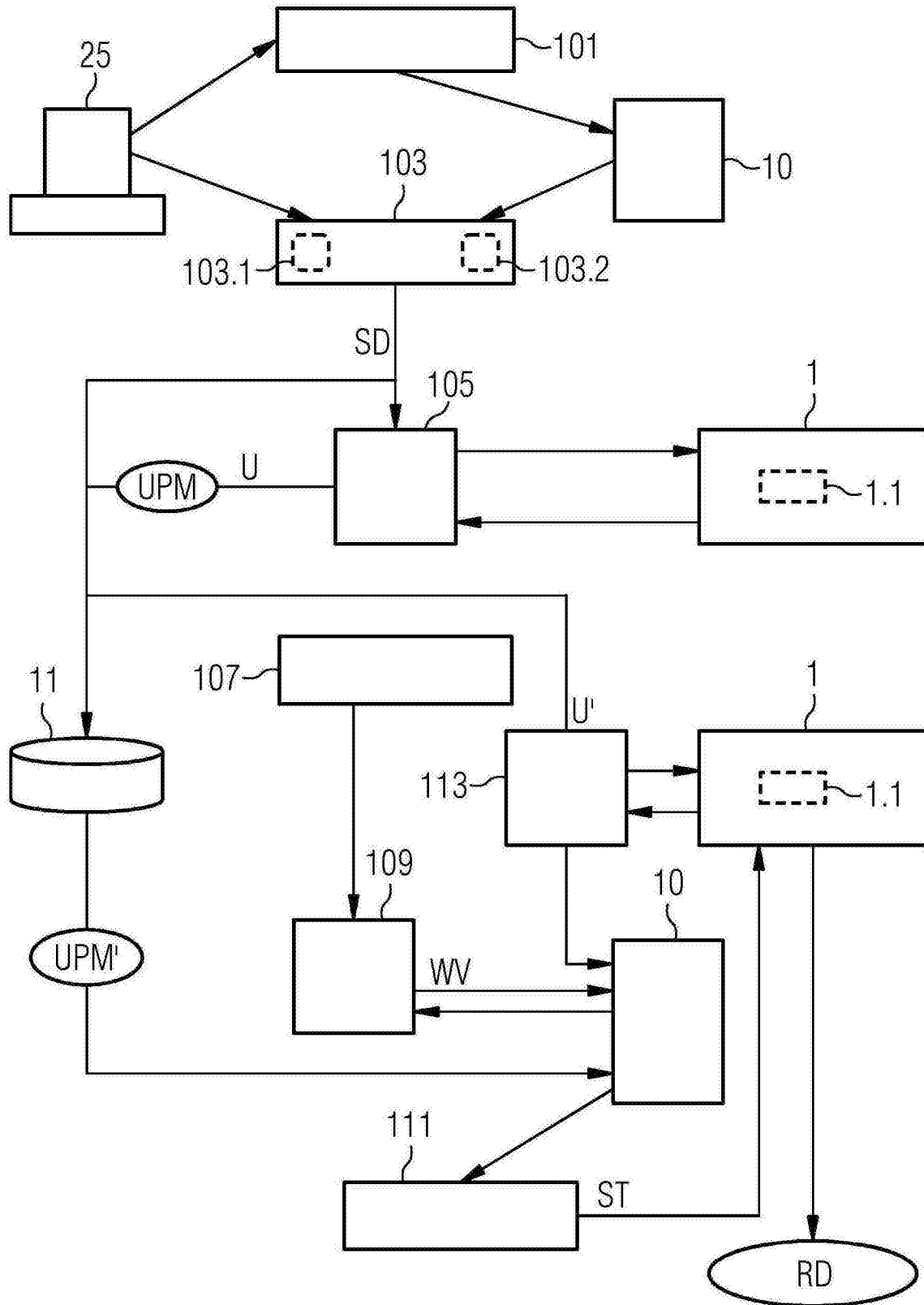


图2

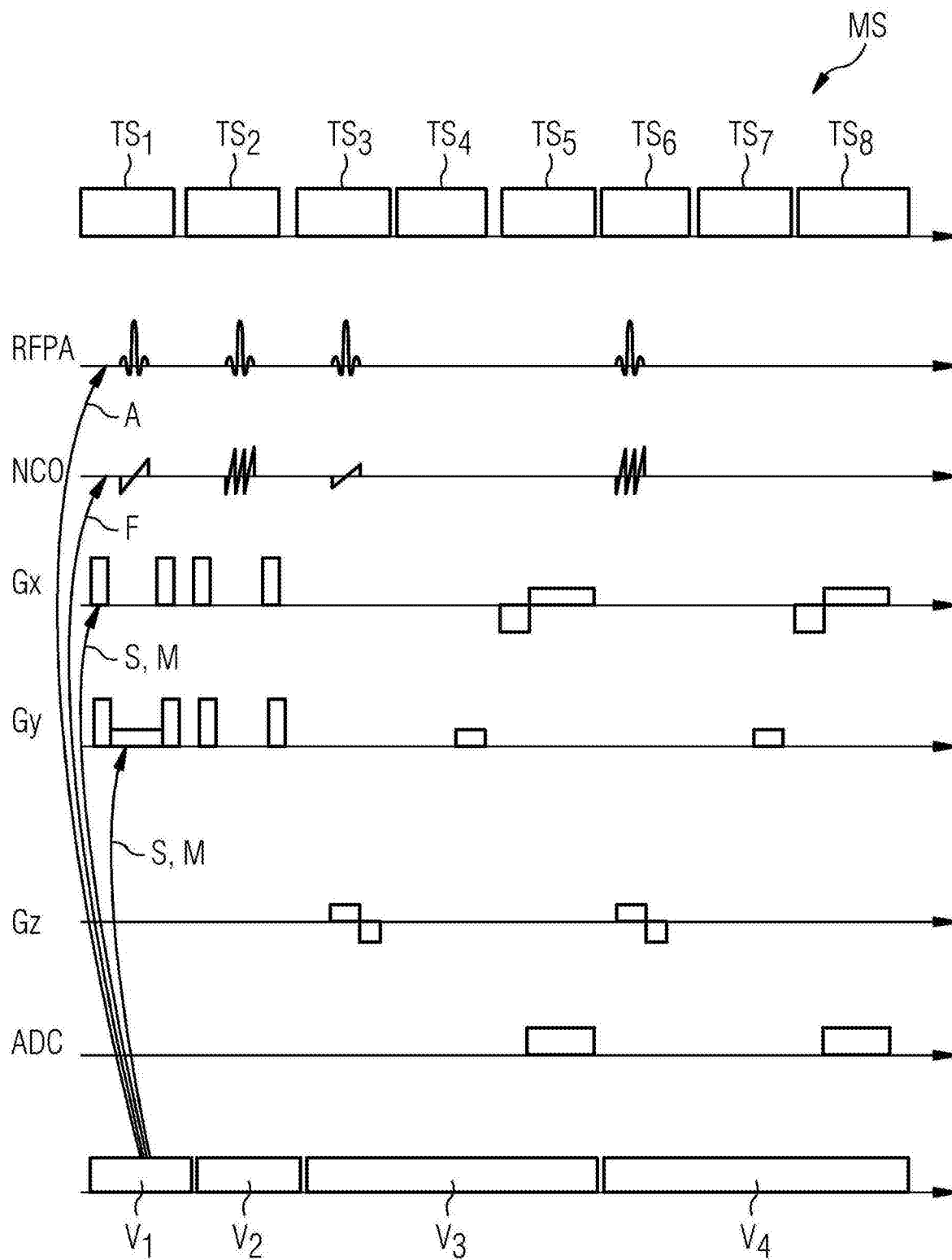


图3

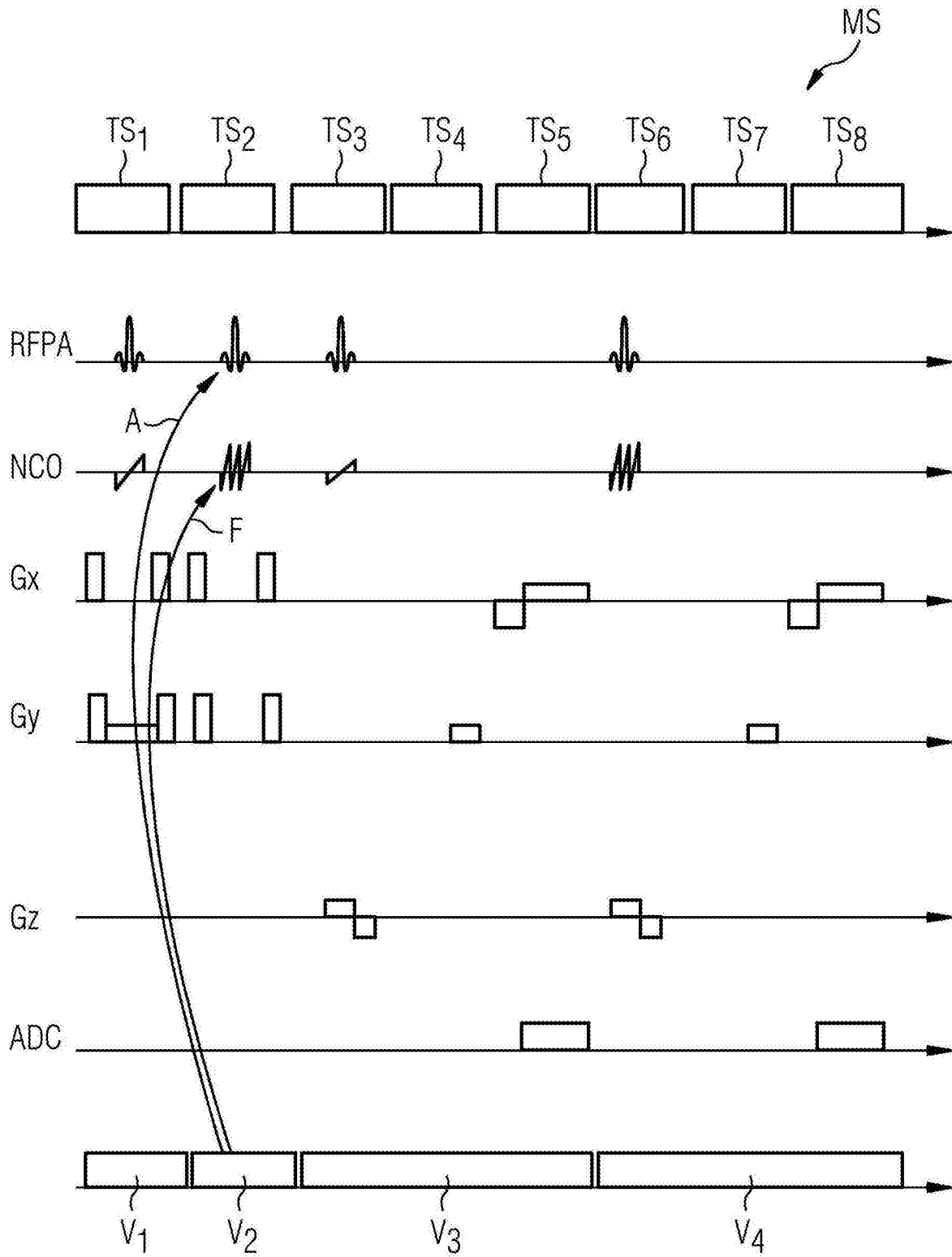


图4

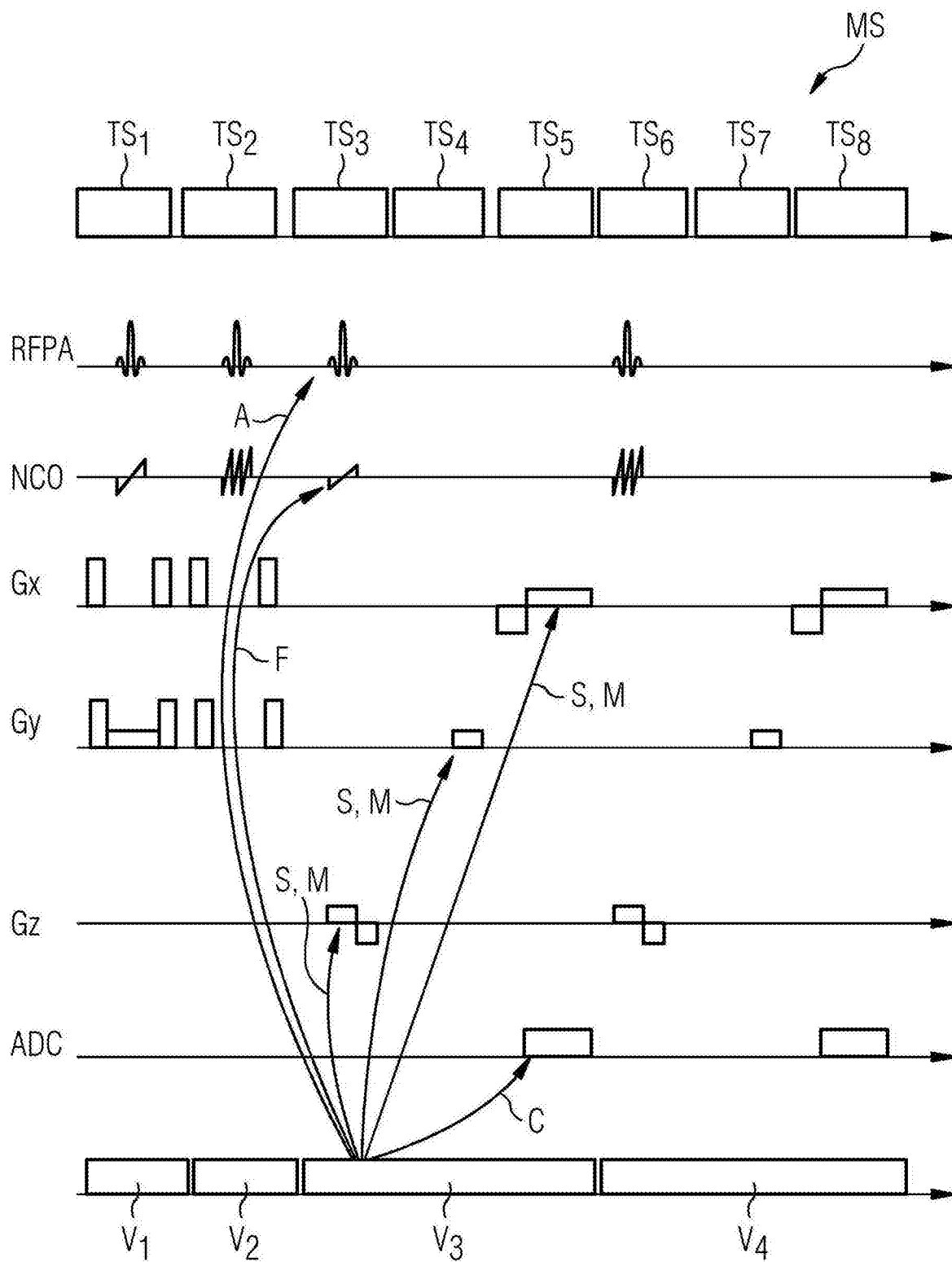


图5

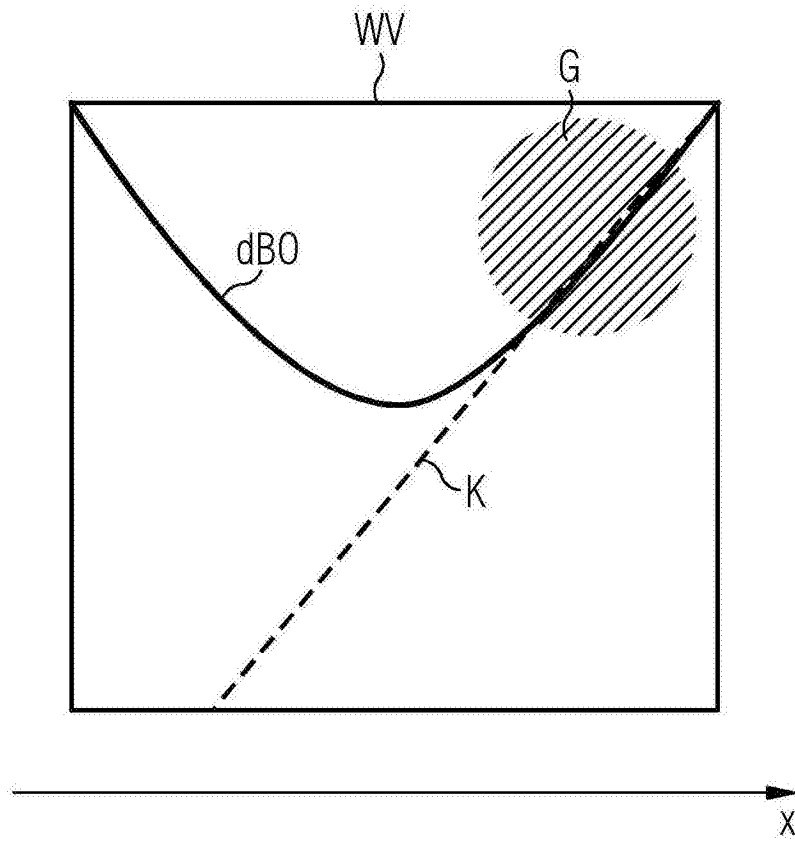


图6