(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105455812 A
(43)申请公布日 2016.04.06

(21)申请号 201510642647.9

(22)申请日 2015.09.30

(30)优先权数据
102014219782.1 2014.09.30 DE

(51)Int.Cl.
A61B 5/055(2006.01)

(71)申请人 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

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限责任公司 11240
代理人 余刚 李慧

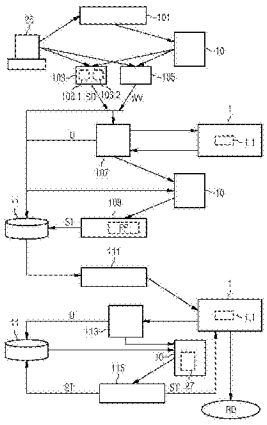
权利要求书2页 说明书14页 附图5页

(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：为控制装置传输分配给要执行的测量的控制协议；确定与控制协议关联的序列控制数据，其定义属于控制协议的测量序列的不同功能性子序列；为每个该子序列分配不同作用体积；确定医学成像检查设备的对于确定的关联序列控制数据和分配的作用体积决定性的当前环境条件；基于该序列控制数据、作用体积和该当前环境条件，计算并存储测量序列的控制信号使得测量序列的功能性子序列至少在分配给其的作用体积的子区域方面局部优化；根据控制协议通过应用存储的控制信号开始测量，使用的控制信号在测量时与环境条件在测量时测定的改变匹配。



CN 105455812 A

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，所述方法包括下述步骤：

将分配给要执行的测量的控制协议 (SP) 传输到所述控制装置 (10)，

确定与所述控制协议 (SP) 关联的序列控制数据 (SD)，所述序列控制数据定义了属于所述控制协议 (SP) 的所述测量序列的不同的功能性子序列 (TS_1, TS_2, TS_3, TS_4, TS_5, TS_6, TS_7, TS_8)，

为每个功能性子序列 (TS_1, TS_2, TS_3, TS_4, TS_5, TS_6, TS_7, TS_8) 分配不同的作用体积 (V_1, V_2, V_3, V_4, WV_1, WV_2, WV_3)，

确定所述医学成像检查设备的对于确定的关联的所述序列控制数据和所分配的所述作用体积 (V_1, V_2, V_3, V_4, WV_1, WV_2, WV_3) 来说决定性的、当前的环境条件，

基于确定的所述序列控制数据、所述作用体积 (V_1, V_2, V_3, V_4, WV_1, WV_2, WV_3) 和确定的当前的所述环境条件，计算并且存储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 (TS_1, TS_2, TS_3, TS_4, TS_5, TS_6, TS_7, TS_8) 至少在分配给该功能性子序列的所述作用体积 (V_1, V_2, V_3, V_4, WV_1, WV_2, WV_3) 的子区域方面被局部优化，

根据所述控制协议 (SP) 在应用存储的所述控制信号 (ST) 的情况下开始测量，其中，在所述测量中使用的所述控制信号 (ST) 在所述测量期间与所述环境条件的在所述测量期间测定的改变相匹配。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，对所述环境条件的所述改变的测定与所述测量同时或者与所述测量套叠地进行。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中，环境参数在所述测量期间的改变通过所述医学成像检查设备或者通过外部传感器测定。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中，从所存储的所述控制信号 (ST) 中自动地分别使仅与所述环境条件的测定的所述改变相关的所存储的控制信号 (ST) 匹配。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中，在考虑到不同的所述控制信号之间的相关性的情况下使所述控制信号匹配，使得与所述环境条件的改变直接相关的被匹配的控制信号相关的所有控制信号也连同被匹配。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中，借助同步单元 (26) 控制在所述环境条件的测定了的改变之后匹配所述控制信号 (ST) 的时间。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中，对所述控制信号 (ST) 的计算包括可信度检查 (PP)。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中，在位于所分配的所述作用体积 (WV_1, WV_2) 内部的优化体积 (OV_1, OV_2) 方面进行所述功能性子序列 (TS_1, TS_2, TS_3, TS_4, TS_5, TS_6, TS_7, TS_8) 的局部优化。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法，其中，通过形成分配给所述功能性子序列的所述作用体积与对象体积的交集来测定功能性子序列的所述优化体积，所述对象体积包括关于检查对象的对象信息。

10. 一种医学成像检查设备，具有多个子系统 (4,5,6,7,8,14,15,16,17,18) 和控制装置 (10)，其中，所述控制装置 (10) 构造用于，基于序列控制数据 (SD) 协调地驱控用于执行

测量序列 (MS) 的所述子系统 (4,5,6,7,8,14,15,16,17,18)，其中，所述序列控制数据 (SD) 定义了所述测量序列 (MS) 的不同的功能性子序列 (TS_1, TS_2, TS_3, TS_4, TS_5, TS_6, TS_7, TS_8)，为所述功能性子序列分配不同的作用体积 (V_1, V_2, V_3, V_4, WV_1, WV_2, WV_3)，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，其中，所述医学成像检查设备是磁共振设备。

12. 一种计算机程序，当所述计算机程序在控制装置 (10) 上实施时，所述计算机程序在所述控制装置 (10) 上执行根据权利要求 1 至 9 中任一项所述的方法。

13. 一种能电子读取的数据载体 (26)，具有存储在该数据载体上的能电子读取的控制信息，所述控制信息包括至少一个根据权利要求 12 所述的计算机程序并且设计为，所述控制信息在医学成像检查设备 (1) 的控制装置 (10) 中应用所述数据载体 (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相应的医学成像检查设备和所属的计算机程序以及所属的能电子读取的数据载体。

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具有多个技术性子系统的复杂装置。对此，例如在磁共振设备中附属有基磁场系统、梯度系统、匀场系统和高频发射系统和高频接收系统。

[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、时间稳定性和相关磁场和高频场、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改变方面进行补偿。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改变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改变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相关的。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。

[0011] 此外，已经已知了这种技术，即这种技术检测周围环境条件的改变并且或者回顾性地、即事后纠正该改变对测量数据的影响地、或者也预见性地、即例如通过跟踪数据接收的参数而考虑到这种改变。例如回波平面成像 (EPI) 是一种本质上非常灵敏的方法，它基于在相位编码方向上的非常小的像素宽度（规格 :10Hz/ 像素）便已经利用大幅度的图像移动对较小的基磁场改变做出反应。对此，例如从 DE 10330926 A1 中已知了，在接收 EPI- 时间序列的期间测量基磁场改变，并且随后回顾性地反作用于图像数据（移动）。从 Benner et al. 的文章《Real-Time RF Pulse Adjustment for Bo Drift Correction》(Magn. Reson. Med. 56:206(2006)) 中已知了一种预见性的方法，该方法同样测量基磁场改变并使 HF- 中间频率与 MR- 测量相应地匹配。预见性的方法通常是优选的，这是因为回顾性的方法仅能够纠正一部分与图像关联的影响，例如化学选择的抑制脂肪的稳定效果仅能够预见性地实现。

[0012] 然而，迄今已知的技术始终只能够实现对环境条件的改变的整体作出反应并且因此必须强制性地在局部做出妥协。

发明内容

[0013] 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，本发明可靠地、使用者友好地且时间优化地允许使序列控制数据与可变的当前的环境条件匹配（校准），并且克服了迄今为止的方法的上述缺点。

[0014] 此外，本发明基于这样的考虑，即在其中对于信号激励和数据接收相关的检查对象的体积在测量期间发生改变的测量中，通过对当前的相关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。此外存在这种情况，即在这种情况下，物理的环境条件在测量运行期间也发生改变。在此，作为成因的可能是例如是热效应，但也可能是被研究对象的改变、例如位置改变。

[0015] 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：

[0016] -将分配给要执行的测量的控制协议传输到控制装置；

[0017] -确定与控制协议关联的序列控制数据，其定义了属于控制协议的测量序列的不同的功能性子序列；

[0018] -为每个功能性子序列分配不同的作用体积；

[0019] -确定医学成像检查设备的对于确定的关联序列控制数据和所分配的作用体积来说决定性的、当前的环境条件；

[0020] -基于确定的序列控制数据、作用体积和确定的当前的环境条件，计算并存储测量序列的控制信号，使得测量序列的功能性子序列至少在分配给其的作用体积的子区域方面局部优化；

[0021] -根据控制协议在应用存储的控制信号的情况下开始测量，其中，在测量中所使用的控制信号(ST)在测量期间与环境条件的在测量期间测定的改变匹配。

[0022] 通过根据本发明的方法和其中央的还在实际测量开始之前对控制信号的测定实现了，能够可靠地、使用者友好地且时间优化地、以及在临床的例行程序中进行控制信号的动态校准以及因而的优化。在此，能够针对性地限制在检查对象的感兴趣的体积中的子区域上，这既有利地影响了计算时间又有利地影响了检查结果的质量。通过限制到相应的关联序列控制数据上并且通过确定和提供优化的控制信号，优化了数据流，并且能够因此简单地集成在现存的处理流程（“Workflows”）中。通过控制信号的因此改善的匹配可行性能够进一步在应用的医学成像检查设备中构造低成本的硬件，特别是具有更强的漂移效果(Drift-effekten)的硬件，并且因此低成本地制造该硬件，因为通过该硬件能够利用本方法平衡可能不理想的环境条件。因此，利用根据本发明的方法也存在将为测定优化的控制信号而使用的测量、评估和应用优化地经由控制协议集成到对检查对象的数据的测量的技术流程中。

[0023] 在此，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。

[0024] 通过根据本发明的、借助在测量期间对环境条件的改变的测定而对相应地当前环境条件的监控并且通过控制信号与环境条件的所测定的这种改变的动态匹配能够进一步防止质量下降，例如由于中间的基磁场 B0 的或基磁场均质性的、或者由于中间的 HF- 场振幅的或 HF- 场均质性 (B1- 均质性）的基于热效应的、例如医学检查设备的硬件组件的升温导致的漂移，也或者由于中间的基磁场 B0 的或基磁场均质性的、也或者中间的 HF- 场振幅的或 HF- 场均质性 (B1- 均质性）的基于被检查对象的位置改变或其它运动的其它改变能够产生的质量下降。因此，即使存在例如取决于技术的漂移效应时，也能够确保测量数据的和由此例如也确保从中获取的图像或波谱数据的始终良好的质量。

[0025] 通过这种方式，即控制信号也在所述的作用体积的基础上这样计算，即测量序列的功能性子序列至少在分配给其的作用体积的子区域、即优化体积方面被局部优化，也能够在环境条件发生局部改变时非常灵活地仅为一方面与环境条件改变相关的、且另一方面与所涉及的优化体积的局部改变相关的控制信号实施匹配。特别是在此从所储存的控制信号中，能够相应地仅自动匹配原则上由于环境条件改变的类型和控制信号的附属的类型、但也特别是在空间上与所测定的环境条件的改变相关的控制信号。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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

[0030] 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：

[0031] 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，

[0032] 图 2 是根据本发明的方法的流程图，

[0033] 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，

[0034] 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，

[0035] 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。

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重大相关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，在于病人 P 或者其它的检查对象处要执行的测量开始之前，首先在步骤 101 中将分配给要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 处。对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，例如如上所述地选择确定的控制协议和 / 或根据当前的期望进行改变。

[0049] 在另外的步骤 103 中，与传输的控制协议相关的序列控制数据 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。

[0050] 此外,在步骤 105 中,为每个功能性子序列分配不同的作用体积并且将其存储。特别地,这能够自动地根据控制协议实现。例如在所期望的多层测量中,每个要记录的层都能够定义这种体积。另外的实例是通过控制协议预设的区域性的饱和体积。因此,在确定控制协议之后已经能够立即建立并且存储所有在测量流程期间相应的关联的作用体积 WV 的列表。对此在后面参照图 3 至 5 进一步实施。

[0051] 此外在此实现了,作用体积 WV 的这种列表的改变和补充自动地基于经由控制协议所选择的成像序列来实现。这特别地在以下情况中能够被考虑,即由于 MR 物理学、例如为了避免如在应用磁化逆转技术 (Magnet-Inversionstechnik) 时的所谓的“入流”或在区域性饱和时的“化学位移伪影 (Chemical shift-Artefakten)”那样的伪影 (Artefakten),需要修正由使用者给出的控制协议形式的参数。在此还能设想,通过控制协议所选择的测量序列内部地、即没有所属的能通过使用者手动操纵的参数的情况下,需要用于对自转系统的专门操纵的另外体积,并且这因此作为作用体积 WV 来检测。

[0052] 此外,能够通过使用者设置在优化体积处的直接的又或仅间接的手动操纵。例如,使用者能够将体积预设为优化体积(例如“Volume of Interest”,感兴趣体积),其例如包括感兴趣的解剖学区域。相应的作用体积 WV 此时能够分别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对作用体积的任意子区域进行优化,并且不会对例如通过测量预设的体积、如像在多层测量时的层产生限制。

[0053] 在步骤 107 中确定了医学成像检查设备 1 的、对于确定的关联的序列控制数据 SD 和所分配的作用体积 WV 来说决定性的、当前的环境条件 U。在此能够参考所分配的作用体积 WV 和确定的,必要的序列控制数据 SD 和特别地将其分为要静态记录的序列控制数据 103.1 和要动态匹配的序列控制数据 103.2 的划分。确定的序列控制数据 SD 的划分确定了,对于哪些物理的环境条件 U 来说全局值是足够的(在要静态应用的序列控制数据中),并且何时对于环境条件 U 来说需要局部值(在要动态匹配的序列控制数据中)。对于全局值来说,通常利用医学成像检查设备 1 的能快速执行的校准测量是足够的。对于局部值来说可能需要更多样的校准测量。例如,能够通过连续的校准测量为每个关联的作用体积 WV 或者作用体积的关联的子区域确定环境条件 U 的局部值。该做法代表了简单和建设性的方法,然而是时间耗费的并且必须在改变序列控制数据时进行重复。然而通过限制到仅用于相应的控制协议中关联的序列控制数据的校准测量上,再次限制了要执行的校准测量的数量并因而限制了耗费。可替换地,能够以一定的、例如以一次耗费记录物理环境条件 U 的图,其随后能够作为用于任意的序列控制数据 SD 的数据库来适用。例如,对此能够记录 B_0 场分布的图和 / 或 B_1 场分布的图,后者可能用于包括了多个发射元件的发射系统的多个或者甚至全部的元件。在此,在这两种情况下能够应用所设立的校准测量。如果从之前的校准测量中已经存在有用于关联的作用体积 WV 或者作用体积的关联子区域的环境条件数据,那么该环境条件数据就能够在不重新进行校准测量的情况下被再次应用。因此,对于多次测量能够应用一次记录的校准数据、如已经为确定的关联的作用体积 WV 或者作用体积的关联的子区域测定的环境条件。

[0054] 在步骤109中，在控制单元10中，基于确定的序列控制数据SD、所分配的作用体积WV和决定性的确定的当前环境条件U计算用于测量序列的控制信号ST，并且将其存储在存储器11中。计算在此如下地进行，以使得测量序列的功能性子序列至少在分配给其的作用体积WV的子区域、例如相应的作用体积与优化体积的交集的子区域方面被局部优化。

[0055] 此外，在计算控制信号ST时能够包括可信度检查PP，以便能够在此确定以及捕捉在中央位置处可能的缺点。例如，可信度检查PP能够为不同的作用体积WV彼此相关地设置计算的控制信号ST。在此能够特别地考虑在不同序列控制数据之间、例如在梯度非线性、HF中间频率和匀场电流之间的相互作用。特别地，因为通过对测量协议的认知在开始测量之前为整体的测量执行控制信号ST的计算，所以在此能够观察平均值、总共的SAR值和激励势能。

[0056] 然而附加地或可替换地，也能够为不同的作用体积WV或者其所期望的子区域彼此相关地设置计算的控制信号ST，以便能够修正可能可能含有误差地计算出的控制信号。对此例如能够考虑，真实的物理的环境条件通常仅具有温和的空间变化，并且其因此也应当适用于优化的计算出的控制信号。如果不是种情况，那么这能够由于所测量的环境条件数据的质量基于所从属的计算而有缺陷。这样的在有缺陷的基础上计算的控制信号ST能够在可信度检查PP中被发现并且例如通过由相邻的作用体积WV的相对应的控制信号ST内插的、修正了的控制信号来代替。

[0057] 此外或者可替换地，可信度检查PP能够包括序列控制数据SD的要维持的阈值，其例如确保了，由医学成像检查设备1不超过例如出于技术原因预设的用于相应的序列控制数据SD的界限、例如梯度电流（梯度线圈上的最大或者平均允许的电流）以及因此的第一量级的匀场电流（梯度线圈上的平均允许的偏置电流）和更高量级的匀场电流（匀场线圈上的平均允许的电流）、转换速率、HF发射和接收系统的例如用于HF中间频率等的最大偏置频率。

[0058] 除了这种取决于系统的阈值之外，也能够设置取决于安全的阈值，其例如限制了通过测量施加的SAR负荷，例如特别是在多信道发射系统中的最大或平均允许的HF发射功率。

[0059] 此外或者可替换地，能够设置质量相关的阈值，其例如确保了，控制信号通过优化不以损害质量的方式与原始在控制协议中预设的值偏离。例如，通过优化有误差地强烈偏离原始设置的HF中间频率的HF中间频率导致了，测量的层或者测量的区段在检查对象中移动，并且因此没有测量检查对象中的所期望的区域（例如病人P的其它的或者移动的人体结构）。

[0060] 在利用对所应用的序列的唯一静态匹配进行测量时，其中因此仅存在一个在作用体积中优化了子序列的作用体积，通常为结果的密集检查保留了充足的时间，从而能够在移动地测量中可能重新用修正的值进行测量。

[0061] 在利用对其具有多个作用体积的序列控制数据的动态匹配进行测量时，这样的重新测量对于所有的作用体积在时间上开销大多过高。因此为了避免这种情况，例如所涉及的序列控制数据的通过优化改变的、包括在控制信号中的值与原始的在控制协议中设置的值的最大偏差能够作为质量相关的阈值给出。

[0062] 或者作为质量相关的阈值能够定义根据本发明的动态计算的参数与相对应的静

态的参数的最大允许的偏差。在此能够例如将 HF 中间频率的动态变化限制在测量体积相对于检查对象的要测量的区域的大小来说的很小移动，例如低于检查对象的要测量的区域的百分之十、特别是低于百分之五。在此，对由于 HF 中间频率的变化的移动而言，阈值也能够以像素、例如“最多十像素”或者以长度单位、例如“最大五毫米”来给出。

[0063] 因此能考虑的例如是，将步骤 103 中所有要动态调整的序列控制数据、步骤 105 中所分配的作用体积和步骤 107 中确定的环境条件传输到控制单元 10，其在认识到步骤 109 中属于所选的测量的测量序列的情况下确定系统控制数据。在此能够例如在考虑可信度检查 PP 中的体积特定的匀场偏置电流的情况下，计算要接入的梯度脉冲的时间上的次序，和 / 或在考虑可信度检查 PP 中的体积特定的发射器缩放倍数和 / 或 HF 发射系统的 HF 功率分布的情况下，计算 HF 脉冲的时间上的次序。在此，计算有代表性的部段、例如测量序列的重复就已经能够是足够的了。随后，能够从如此计算的硬件驱控序列控制数据的时间上的次序中测定关联参量的平均值，例如由于梯度电流引起的平均热负载或者平均 HF 功率。从 HF 特定的序列控制数据的时间上的次序中能够可能在应用已知模型的情况下测定预测的到检查对象中的能量输入。从梯度特定的序列控制数据的时间上的次序中能够在应用已知模型的情况下计算预测的激励势能。在利用生理学的触发进行测量时，在此也能够例如为最严重的情况至少测定估计值。除了简单的平均值之外，也能够考虑如在 DE 10 2007 036564 B4 中描述的节点模型那样的复合参量。

[0064] 如果在可信度检查 PP 中确定了对这种质量相关的阈值的超越，那么就能够例如作为修正值要么应用质量相关的阈值自身，要么应用静态值，或者能够将测量暂停引入测量序列中，这例如延长了重复时间 TR 并且因此例如减少了被超越的阈值所涉及的参量。此外能考虑的是，减小要达到的翻转角度和 / 或改变 HF 脉冲类型（例如通过延长 HF 脉冲持续时间或者应用所谓的“Low-SAR”脉冲或者韵律脉冲 (Verse-pulse)），以便例如减小 SAR 关联的参量并且以这种方式再次到达通过相应的阈值预设的边界区域之中。同样能够例如提高最小的梯度上升时间或者放大所选的图像区 (FOV) 或者减小测量的矩阵参量，以便减小激励边界关联的序列控制数据的值并且将其再次置于通过相应的阈值预设的边界之中。

[0065] 代替这种要修正的值的静态值的直接应用，也能够例如逐步地使所涉及的计算的值接近静态的值，直到其位于通过所属的阈值设置的边界之中。附加地或者可替换地，也能够经由终端 25 就对质量相关的阈值的超越和可能因此进行的改变告知给使用者。在涉及 SAR 的情况下，在此也能够在通过使用者确认之后，进行到另外的 SAR 控制模型的或者激励控制模型的一个中的转换。因此对于使用者来说，对边界值的这种超越的反应是可实行的。阈值的所谓的类型能够为不同的系统控制数据进行任意的组合。

[0066] 因此经由这样的阈值，也能够有利地通过该方法进行取决于系统或者主题的限制。因此，有效地避免了在计算序列控制数据后进行测量时的测量中断，因为这不能导致对技术上的或者生理学上的边界的超越，其中，能够同时优化地充分利用医学成像检查设备的工作能力。

[0067] 如果在可信度检查 PP 中确定了计算的控制信号 ST 的任何不足，那么就能够例如经由终端 25 告知使用者，并且在可能的情况下提供和 / 或选择替代解决方案。如果在可信度检查 PP 中修正了计算的序列控制数据，那么就在存储器 11 中存储修正值。

[0068] 尽管如此，控制单元 10 的中央控制单元 20 例如能够除了控制信号生成模块 21 之

外还具有序列控制数据测定模块22，其在控制协议SP之中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随后由控制信号生成模块21以合适的方式处理，以便实现所期望的优化。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也能够作为组合模块实现，其识别了序列控制数据SD和作用体积位置数据PD并且将其转送到控制信号生成模块21。此外，序列控制数据测定模块和位置数据测定模块也能集成到控制信号生成模块21中。然而在图1中选择了这些模块的分离的示图，以便清楚地示出，首先在中央控制单元20中全自动地实现分配给测量序列的各个子序列的作用体积上的优化。

[0069] 特别地，位置数据测定模块23也能够如下地构造，以使得其例如在所获得的作用体积位置数据PD的基础上并且在借助重建单元13在之前的概览测量中生成的图像数据BD的基础上为各个子序列确定所限制的优化体积。

[0070] 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。

[0071] 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的覆盖大于由使用者确定的VOI或者大于待映射的器官时出现。

[0072] 如果现在根据控制协议开始实际的测量（步骤111），那么控制单元10就调用用于测量的所储存的控制信号ST。在此，例如分别由存储器11加载属于运行着的测量的当前作用体积的、可能在可信度检查PP之后改变的所存储的控制信号ST并且该控制信号用于控制测量。也能设想，所储存的控制信号ST不被直接应用，而是其仅作为所应用的控制信号的基础。

[0073] 例如，在运行测量中能够始终测定测量序列的当前作用体积。在此，对于测定的当前的作用体积能够从所储存的控制信号中测定要应用的控制信号。在此特别能设想的是，以存储的控制信号和所属的存储的作用体积和环境条件为基础对控制信号的实际应用根据在测量期间存在的作用体积和/或环境条件被内插。

[0074] 此外，在测量运行期间在步骤113中确定环境条件U'的改变。为此始终测定当前的环境条件并且例如在控制装置10中与已经在步骤107中确定的环境条件进行比较，以便辩认可能的改变U'。相应重新对环境条件进行的测量能够例如再次直接通过医学成像检查设备1、例如借助于导航测量、或者也可以通过外部的传感器1.1进行，为了对环境条件进

行测量将传感器布置在检查设备的测量体积中并且能够例如测量基磁场和 / 或 HF- 场。在此，环境条件的改变的测定能够与利用医学检查设备进行的实际测量同时地、即平行地，或者与该测量套叠地进行。

[0075] 特别地在此探测来自中央的基磁场 B0 的改变组中的改变、基磁场 B0 的能线性改变的空间分布的改变、至少一个更高级的次序中的基磁场的空间分布的改变、平均的 HF- 场振幅的改变、HF- 场的能线性改变的空间分布的改变和至少一个更高级的次序中的 HF- 场的空间分布的改变。

[0076] 如果识别到环境条件 U' 的改变，将该改变储存在存储器 11 中，并且在测量的后续过程中需使用的控制信号 ST 例如在控制装置 10 中根据环境条件的所测定的改变进行匹配（步骤 115）。在运行的测量中一直使用已匹配的控制信号 ST'，直至测量结束或者重新识别到环境条件 U' 的改变并且重新匹配所储存的控制信号 ST'。

[0077] 对于控制信号的、为单个的优化体积、即为作用体积、也或者说仅为了作用体积的已辨认的所期待的子区域进行的匹配来说，可以考虑多种处理方式：

[0078] 在全局的、即对于所有的优化体积适用的改变中，能够对与改变相关的控制信号的相应的储存在存储器 11 中的值普遍地和以相同的方式进行匹配。例如当中间的基磁场 B0 改变时，能够在匹配控制信号时使待使用的、用于所有作用体积的 HF- 中间频率的所有值以一个值移动，该值补偿了中间的基磁场的改变。当例如线性的场非均质性发生改变时，能够在已匹配的控制信号中以相同的方式对用于所有作用体积的待使用的匀场偏置的所有值进行匹配，以便补偿场非均质性的改变。

[0079] 然而，利用所说明的方法也具有这种可行性，即在匹配控制信号时也仅局部地考虑局部的改变。也就是说，如果检测到环境条件在空间上较复杂的改变时，则能够为每一个优化体积单独地进行优化的了匹配。例如当测定了较高序列的基磁场的空间分布的改变时，能够为每个优化体积这样地进行 HF- 中间频率的和匀场偏置 (Shim-Offset) 的匹配，即更高序列的基磁场改变相应地在局部最大可能地得到补偿。

[0080] 此外，在控制信号的动态匹配中，能够在测量期间如下地考虑到不同的控制信号之间的相关性，即所有与环境条件的改变直接涉及到的和匹配了的控制信号具有相关性的控制信号也一并被匹配。当出现这种已知的相关性时，即其中在动态地匹配所储存的、用于确定的优化体积的控制信号 ST，ST' 的值时隐含地也必须对控制信号的一个或多个其它的值进行匹配的相关性，前述例如能够在控制装置 10 中自动地进行。例如当环境条件的改变要求对 HF- 场的空间分布进行匹配时，能够在控制信号 ST，ST' 中相应地匹配 HF- 功率分布并且进一步匹配取决于 HF- 功率分布的 HF- 振幅缩放。

[0081] 此外能够有意义的是，在测定环境改变后对控制信号 ST，ST' 进行匹配的时间点不是任意的，而是考虑到运行着的测量、特别地如下控制，即控制信号的匹配对所测量的测量数据不具有不利作用。尤其当环境条件的改变在步骤 113 中与利用医疗检查设备 1 进行的实际测量不同步地测定时，特别是当通过外部传感器 1.1 测定环境条件的改变时，控制信号的匹配与运行着的测量的这种同步是有意义的。

[0082] 这能够例如通过例如由控制装置 10 所包括的同步单元 26 进行。同步单元特别地考虑到何时能够进行控制信号 ST，ST' 的匹配，而测量不会受到改变了的控制信号 ST，ST' 的不利影响。这例如是这种情况，即测量的参数在使用相干性演变期间也被改变。对此的

背景是，参数的、例如 HF- 中间频率或匀场偏置的改变对使用相干性具有间接作用。因此，当在中间时间上例如通过匀场偏置的改变而对基磁场均质性进行了更改时，例如去相位的磁场梯度的作用不再能够通过相应的相位重聚的磁场梯度得到补偿。在此将使用相干性理解为以下参量，其应通过测量被有目的地操纵并对该操纵的可能的“回应”应当被测量。这种使用相干性能够在所使用的测量序列的基础上被识别，并且例如只有当匹配不落入已经存在的使用相干性中、而是例如在使用相干性产生前和消失后时，才允许通过同步单元 26 对控制信号进行匹配。通过这种方式确保不会出现不符合预期的去相位化或其它的干扰。

[0083] 同步单元 26 能够为此例如也在动态测量中、例如用于功能性成像的 EPI- 时间序列中考虑到，使得在序列元素的接收中不应当进行控制信号的匹配。由此能够通过控制信号 ST，ST’在序列元素的内部的匹配避免图像对比度和图像亮度的发生改变，这些改变否则例如会在后来对序列的评估中导致较大的误差和变化。在这种测量中，同步单元 26 能够例如仅在待测量的时间序列的元素开始之前或者结束之后允许对控制信号 ST，ST’的匹配。

[0084] 此外，同步单元 26 能够包括时间过滤器，其避免了在出现环境参数的短时波动时，控制信号始终连同被匹配并因此进行波动。为此，例如能够预设时间常数，所存储的控制信号 ST，ST’至少在允许匹配之前必须保持有效。补充地或者替代地，所测定的时间上可变的环境参数或者控制信号的由其导出的匹配能够经受过滤，以便如此来补偿短时波动的影响。

[0085] 同步单元 26 因此使得利用测量获得的测量数据在同时优化了测量数据的质量时通过是控制信号与改变了的环境条件相匹配而具有一致性。

[0086] 控制信号 ST，ST’控制医学成像检查设备 1，其由此生成原始数据 RD，该原始数据又能够存储在存储器 11 中或者作为图像数据或波谱数据重建并且在可能的情况下显示。

[0087] 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。

[0088] 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，…，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，…，TS_8的作用体积 V_1，V_2，V_3，V_4。

[0089] 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。

[0090] 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，…，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，…，TS_8。在从上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 Gx，Gy，Gz 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。

[0091] 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 Gx 和 Gy 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 Gy 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。

[0092] 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，例如匀场偏置电流 S 能够对于梯度线圈 Gx，Gy 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。

[0093] 直接连接第一子序列 TS_1的另外的子序列 TS_2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，其中在附图中示例性地，该频率高于在子序列 TS_1中的区域饱和的情况中的频率。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 Gx 和 Gy 梯度中的相移脉冲。不实现对（如在第一子序列 TS_1中）用于层选择的 Gy 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 V_2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 TS_2中，优化当前作用体积 V_2的振幅 A 和频率 F。

[0094] 然后，在该化学饱和 TS_2之后借助三个子序列 TS_3，TS_4，TS_5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 V_3。在此，该第一子序列 TS_3用于在作用体积 V_3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 Gz 层梯度脉冲和接下来的较短的负 Gz 重建相位脉冲的情况下实现。下一个子序列 TS_4用于相位编码。为此，仅仅接通 Gy 梯度脉冲。在接下来的子序列 TS_5中通过以下方式实现读取在作用体积 V_3中产生的磁共振信号，即首先发射用于移相的负的 Gx 梯度脉冲并且接下来发射用于重建相位的正的 Gx 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 Gx，Gy，Gz 时的用于匀场偏置 S 和麦克斯维尔校正参数 M 的分别再次的参数。在实践中，麦克斯维尔校正参数 M 通常真正地仅在接通梯度时使用。相反，匀场偏置通常在作用体积（在此 V_3）的适用持续时间开始时被设定并且然后保持不变直到下一个作用体积（在此 V_4）的适用持续时间开始为止。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 V_3来说最好的线圈组合，这通过线圈选择参数 C 示出。

[0095] 在子序列 TS_5之后，利用该子序列由体积 V_3中读取数据，此时可以在子序列 TS_6的内部实现对其他层的激活。其他层在此通过作用体积 V_4示出。以与第一层中、也就是在作用体积 V_3中一样的方式，为了测定图像数据在作用体积 V_4中此时也实现用于相位编码的子序列 TS_7和用于读取层的另外的子序列 TS_8。

[0096] 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。相应于多个最不相同的可行的子序列和所属的作用体积还给出了最不相同的可行性，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。

[0097] 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。

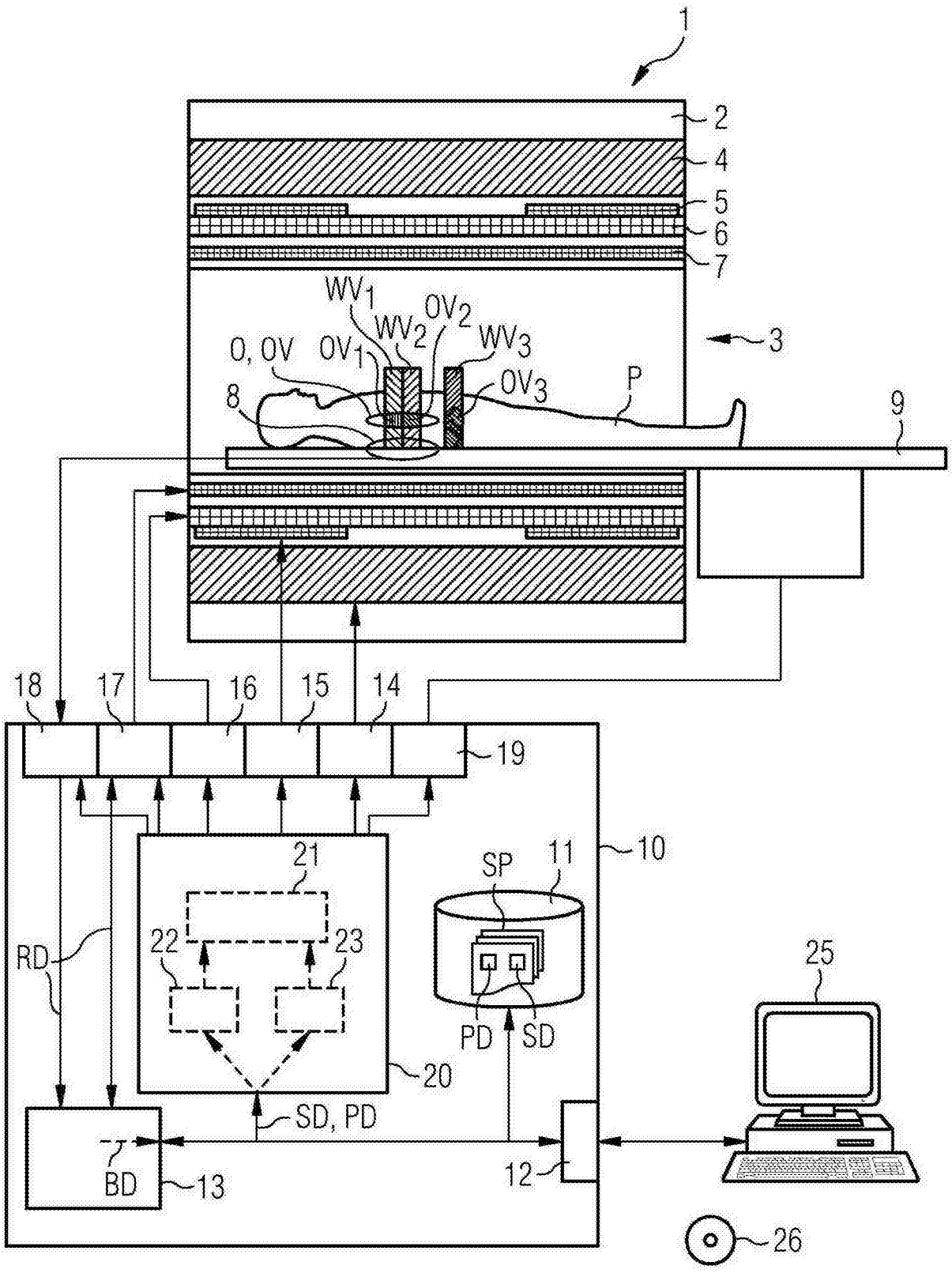

1
2
4
5
6
7
WV1
OV2
WV2
WV3
O, OV
OV1
OV3
P
3
8
9
18
17
16
15
14
19
21
SP
11
10
RD
22
23
25
PD
SD
20
SD, PD
BD
13
12
26

图 1 现有技术

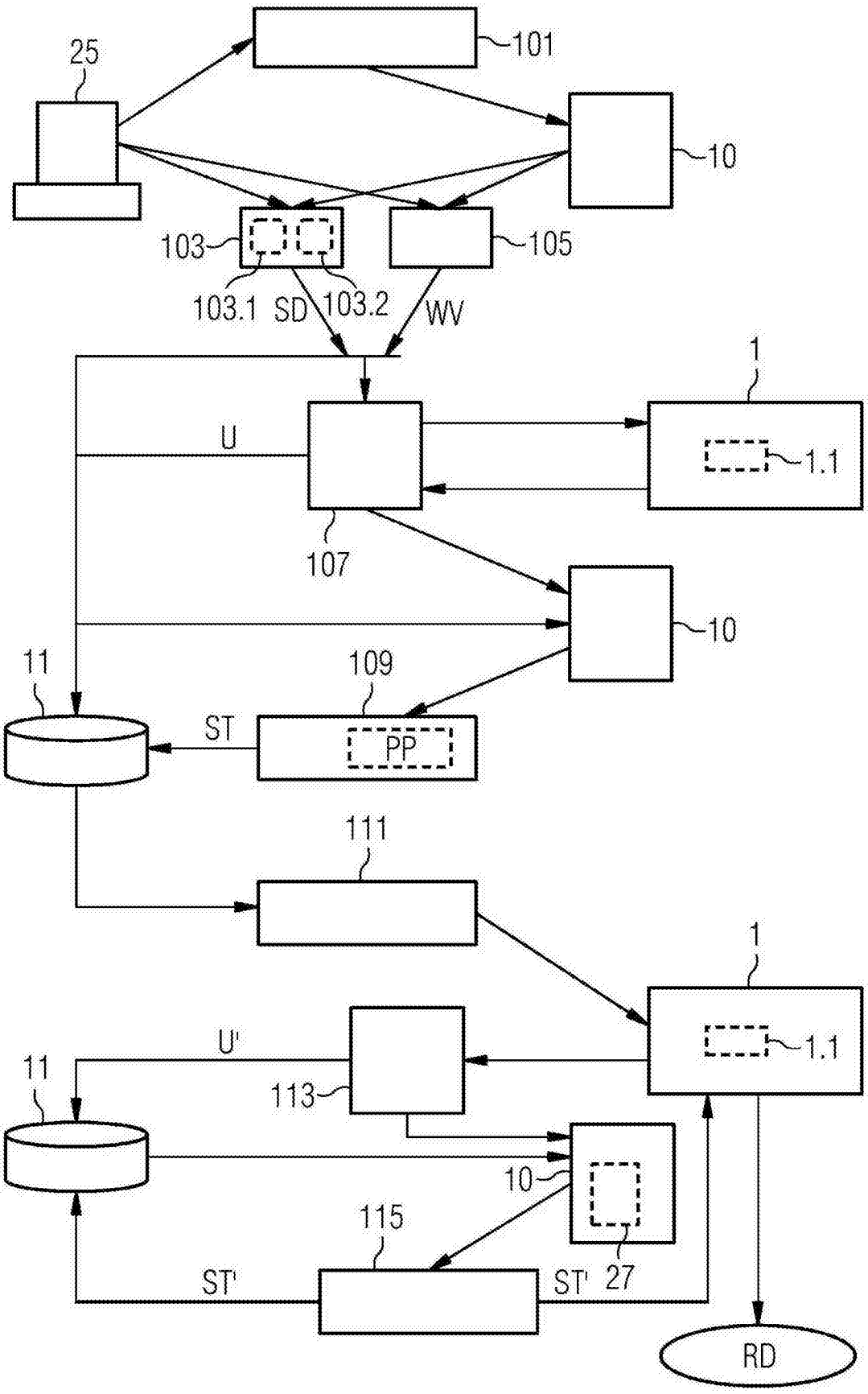

25
101
10
103
105
103.1
SD
103.2
WV
1
U
1.1
107
10
11
109
ST
PP
111
1
U'
1.1
11
113
10
115
ST'
ST'
27
RD

图 2

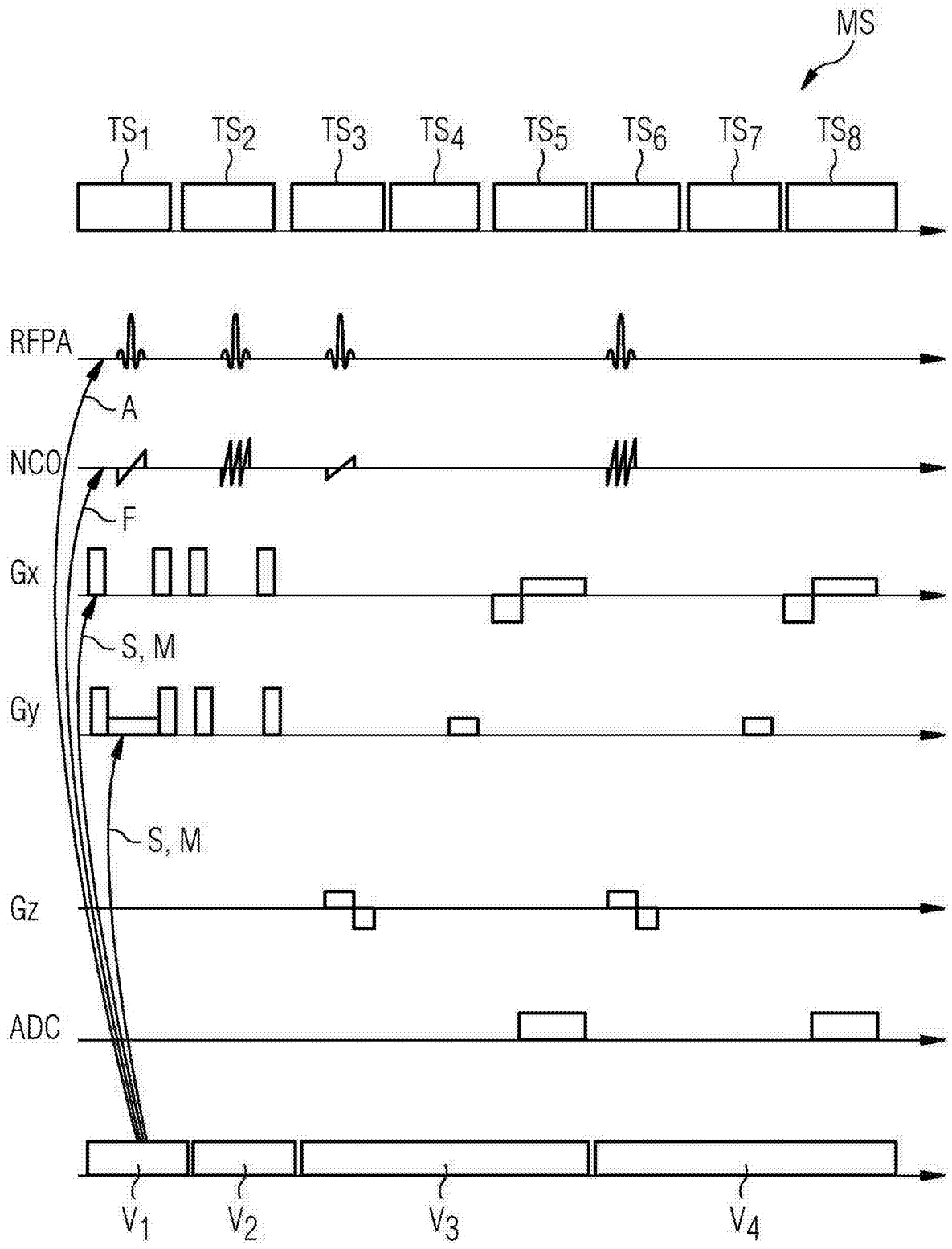

MS
TS1
TS2
TS3
TS4
TS5
TS6
TS7
TS8
RFPA
A
NCO
F
Gx
S, M
Gy
S, M
Gz
ADC
V1
V2
V3
V4

图 3

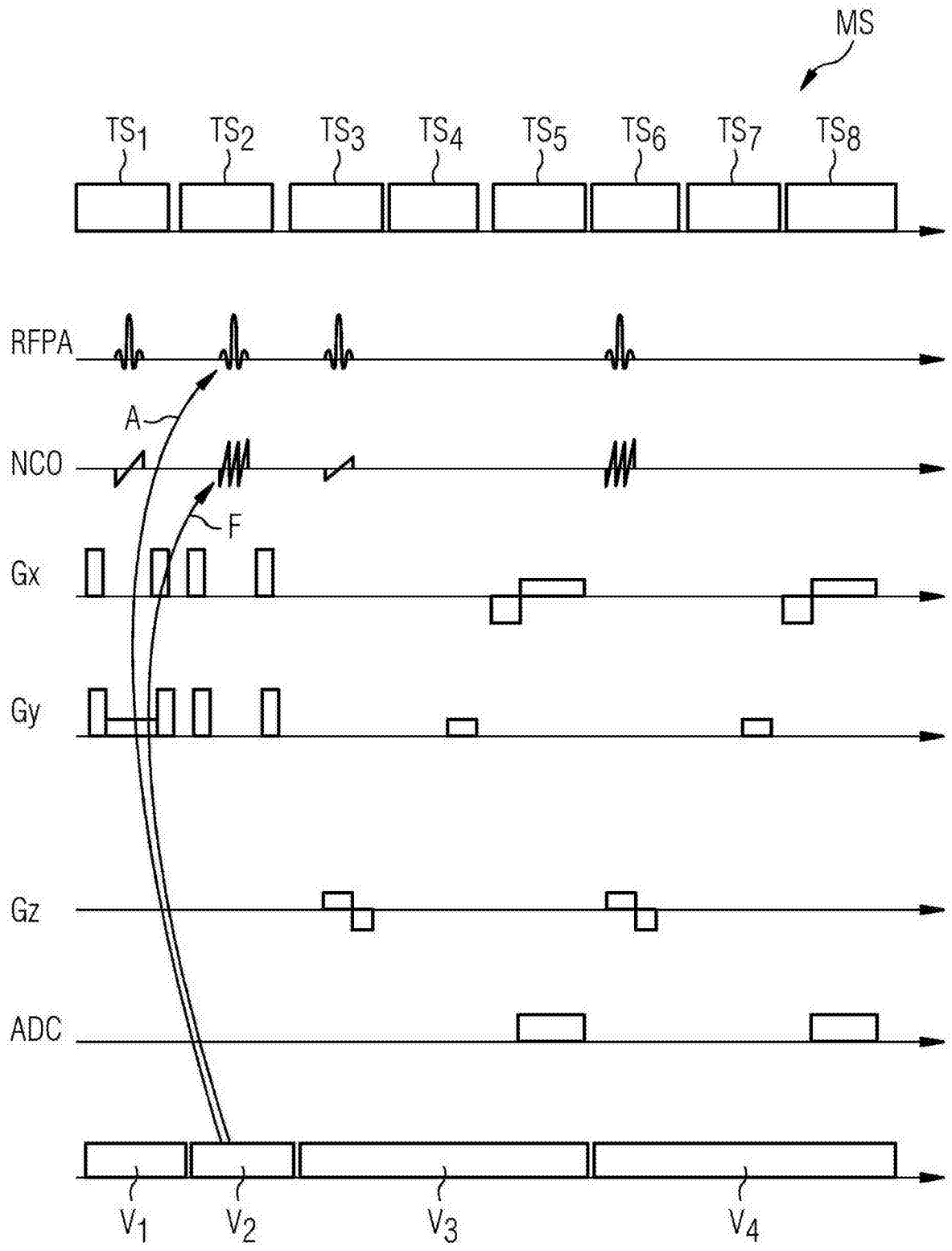

MS
TS1
TS2
TS3
TS4
TS5
TS6
TS7
TS8
RFPA
A
NCO
F
Gx
Gy
Gz
ADC
V1
V2
V3
V4

图 4

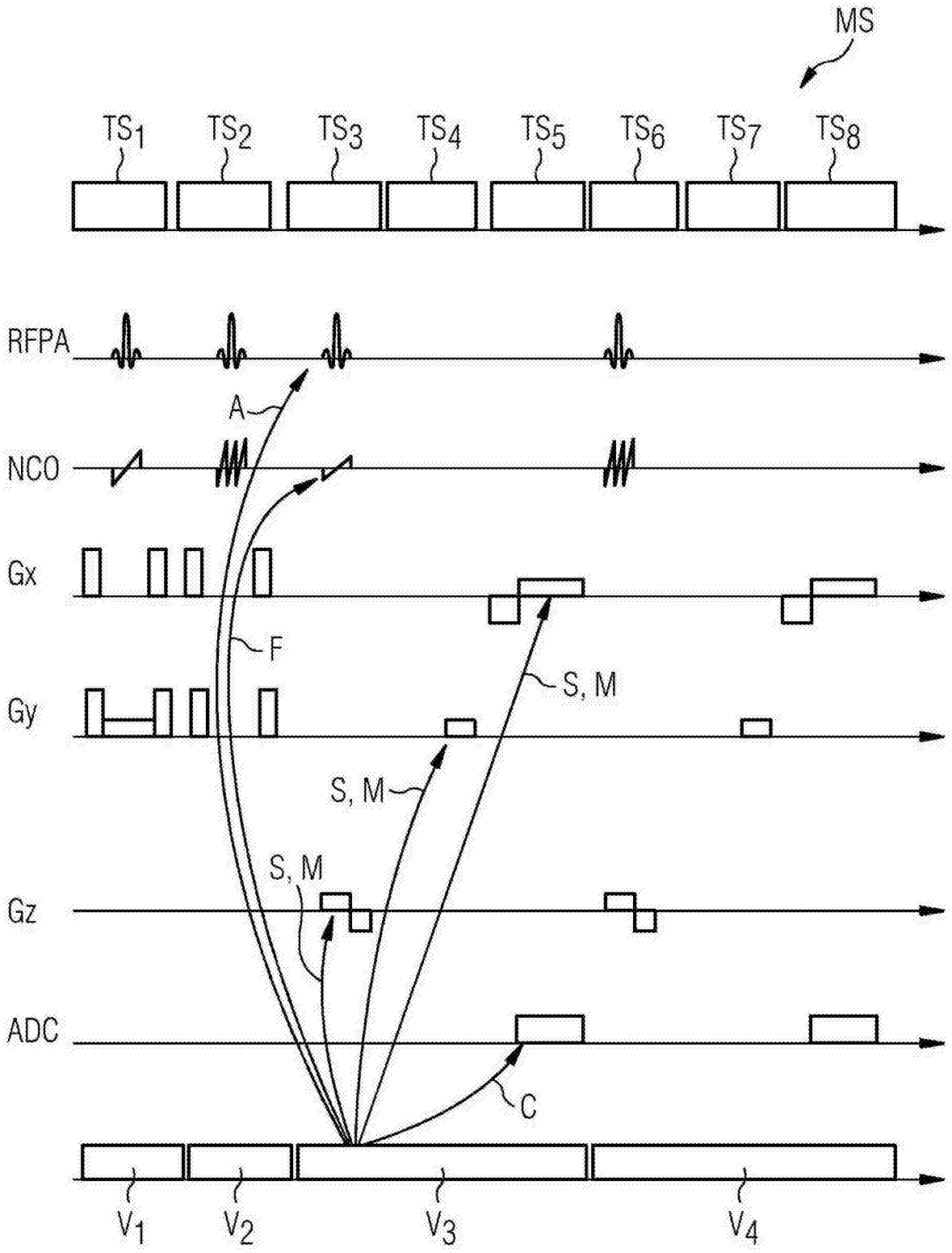

MS
TS1
TS2
TS3
TS4
TS5
TS6
TS7
TS8
RFPA
A
NCO
Gx
F
S, M
Gy
S, M
S, M
Gz
ADC
C
V1
V2
V3
V4

图 5