



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105988097 B

(45)授权公告日 2018.06.12

(21)申请号 201610150892.2

(22)申请日 2016.03.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105988097 A

(43)申请公布日 2016.10.05

(30)优先权数据
102015204953.1 2015.03.19 DE

(73)专利权人 西门子公司
地址 德国慕尼黑

(72)发明人 A.斯泰默

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105
代理人 熊雪梅

(51)Int.Cl.

G01R 33/3875(2006.01)

G01R 33/565(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

(56)对比文件

CN 102356330 A,2012.02.15,
SAIKAT SENGUPTA 等.Dynamic B0
shimming at 7 T.《MAGNETIC RESONANCE
IMAGING》.2011,第29卷(第4期),第483-496页.
GRAAF DE R A 等.DYNAMIC SHIMUPDATING
(DSU) FOR MULTISLICE SIGNAL ACQUISITION.
《MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE》.2003,第
49卷(第3期),第409-416页.

审查员 孙毅

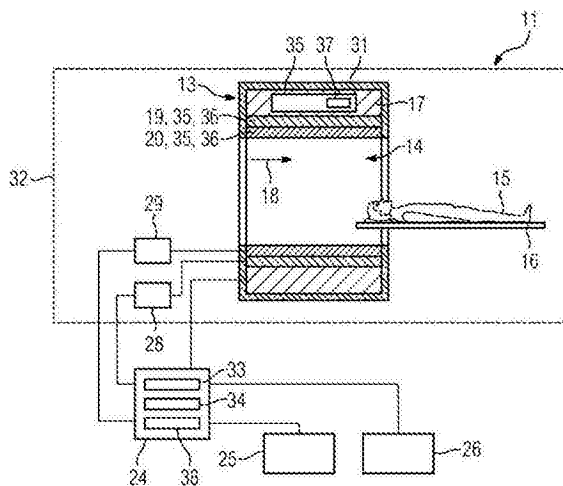
权利要求书2页 说明书16页 附图4页

(54)发明名称

用于磁共振成像的方法和磁共振设备

(57)摘要

本发明涉及用于磁共振成像的方法、磁共振设备和计算机程序产品。为了针对磁共振成像实现对至少一个匀场通道的改善的调节,提供借助磁共振设备在检查对象的检查区域中进行磁共振成像的方法,方法包括步骤:将检查区域分割为多个子区域;针对至少一个第一匀场通道确定多个第一匀场参数组;考虑所确定的多个第一匀场参数组,针对至少一个第二匀场通道确定第二匀场参数组;采集检查对象的检查区域的磁共振图像数据,其中,在采集磁共振图像数据之前,根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道,并且根据针对多个子区域中的一个特定子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,用于从该特定子区域中采集磁共振图像数据。



1. 一种借助磁共振设备在检查对象的检查区域中进行磁共振成像的方法,所述磁共振设备包括匀场单元,其中,所述匀场单元包括具有至少一个第一匀场通道的第一匀场通道集合以及具有至少一个第二匀场通道的第二匀场通道集合,所述方法包括以下方法步骤:

-将检查区域分割为多个子区域,

-针对至少一个第一匀场通道确定多个第一匀场参数组,其中,分别针对多个子区域确定多个第一匀场参数组中的一个第一匀场参数组,

-考虑所确定的多个第一匀场参数组,针对至少一个第二匀场通道确定第二匀场参数组,

-采集检查对象的检查区域的磁共振图像数据,其中,在采集磁共振图像数据之前,根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道,并且根据针对多个子区域中的一个特定子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,用于从该特定子区域中采集磁共振图像数据,

在确定多个第一匀场参数组之前,采集第一B0场图,其中,使用第一B0场图确定多个第一匀场参数组,

其中,使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图,以及其中,在确定第二匀场参数组时,以使用第二B0场图确定第二匀场参数组的方式,考虑多个第一匀场参数组。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,第一匀场通道集合和第二匀场通道集合不相交。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,以利用第一B0场图结算从多个第一匀场参数组中得到的B0场份额的方式,来使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,第一B0场图的、具有从多个第一匀场参数组中的一个合适的第一匀场参数组中得到的B0场份额的空间区段被结算,其中,具体地针对多个子区域中的、与该空间区段对应的子区域确定该合适的第一匀场参数组。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其中,使用第一B0场图和第二匀场参数组计算第三B0场图,其中,使用第三B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个调整后的第一匀场参数组,其中,根据所述多个调整后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道,用于采集磁共振图像数据。

6. 根据前述权利要求1至4中任一项所述的方法,其中,对于磁共振图像数据的采集,

-首先根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道,

-随后根据针对多个子区域中的第一子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,

-随后从该第一子区域中采集磁共振图像数据,

-随后根据针对多个子区域中的第二子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,

-随后从该第二子区域中采集磁共振图像数据。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,在调节至少一个第二匀场通道和从第一子区域中采集磁共振图像数据之间经过第二起振时间,并且在根据第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道和从第一子区域中采集磁共振图像数据之间经过第一起振时间,其中,第一起振时间比第二起振时间短。

8. 根据权利要求6所述的方法,其中,在调节至少一个第二匀场通道之后,采集第四B0

场图,其中,使用第四B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个改变后的第一匀场参数组,其中,在采集磁共振图像数据期间,根据所述多个改变后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中,在调节至少一个第二匀场通道之后,采集第四B0场图,其中,使用第四B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个改变后的第一匀场参数组,其中,在采集磁共振图像数据期间,根据所述多个改变后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,第一B0场图的采集使用原始数据进行,所述原始数据由在激励检查区域之后分别获取的至少三个回波信号构成。

11. 一种磁共振设备,包括匀场单元、图像数据采集单元和运算单元,所述匀场单元包括具有至少一个第一匀场通道的第一匀场通道集合以及具有至少一个第二匀场通道的第二匀场通道集合,所述运算单元具有分割单元、第一确定单元和第二确定单元,其中,所述磁共振设备被构造用于执行根据前述权利要求中任一项所述的方法。

12. 一种数据载体,其上存储了能够直接加载到磁共振设备的可编程运算单元的存储器中的计算机程序产品,所述计算机程序产品具有程序代码部件,以便在所述计算机程序产品在磁共振设备的运算单元中执行时,执行根据权利要求1-10中任一项所述的方法。

用于磁共振成像的方法和磁共振设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于磁共振成像的方法、磁共振设备和计算机程序产品。

背景技术

[0002] 在也称为磁共振断层成像系统的磁共振设备中,通常借助主磁体对待检人员、特别是患者的待检查的身体施加例如1.5或者3或者7特斯拉的相对高的主磁场(B₀场)。另外,借助梯度线圈单元施加梯度脉冲。然后,经由高频天线单元,借助合适的天线装置,发出高频的高频脉冲、例如激励脉冲,这使得通过这些高频脉冲共振地激励的特定原子的核自旋相对于主磁场的磁力线倾斜限定的翻转角。在核自旋弛豫时,将发射高频信号、即所谓的磁共振信号,其借助合适的高频天线来接收,然后进一步进行处理。最后,可以根据如此获取的原始数据来重建希望的图像数据。

[0003] 因此,针对特定测量发出特定的磁共振序列、也称为脉冲序列,其由一系列高频脉冲、例如激励脉冲和重聚焦脉冲以及与其匹配的以协调的方式待发出的沿不同的空间方向在不同的梯度轴上的梯度脉冲构成。以在时间上与此匹配的方式设置读出窗,其预先给定采集感生的磁共振信号的时间段。

[0004] 在借助磁共振设备进行磁共振成像时,主磁场在检查体积中的均匀度非常重要。均匀度的小偏差就可能对核自旋的频率分布的大的偏差,从而拍摄到低质量的磁共振图像数据。例如,磁共振拍摄方法、诸如平面回波成像或螺旋成像,对主磁场的均匀度提出了高要求。

[0005] 不均匀的来源是待拍摄的检查对象本身。如果例如将待检查的人员推入磁共振设备中,则身体的物质干扰主磁场的均匀度。

[0006] 为了应对该问题,已知使用可调节的匀场单元。借助该匀场单元可以单独地针对不同的检查对象执行匀场过程、即所谓的“体内匀场”。在该匀场过程中,通常首先测量检查区域中的局部B₀场,其中,建立B₀场图、也称为B₀场图或者B₀图。根据该B₀场图,可以确定流过磁共振设备的梯度线圈的恒定的匀场电流(DC偏移匀场电流)。此外,根据B₀场图可以计算用于更高阶的特殊匀场通道的电流,其能够特别有利地对局部场畸变进行补偿。在产生这些电流之后,通常在频率调节中确定用于受检组织、特别是束缚于水的质子的希望的谱分量的共振频率。然后,DC偏移匀场电流和/或用于更高阶的匀场通道的电流和/或共振频率可以形成匀场参数组,其用于磁共振图像数据的采集。

[0007] 已知要使其中的主磁场均匀化的体积越小,对局部场畸变的补偿的作用就越完善。因此,可能有意义的是,针对检查区域的多个子区域单独确定不同的匀场参数组,并且根据用于从多个子区域中采集磁共振图像数据的不同匀场参数组来不同地调节匀场单元。在此,可能需要在用于采集磁共振图像数据的磁共振序列的运行时间期间,匀场电流和共振频率以与序列有关的几毫秒到几秒的时间等级快速地切换。因此,通常也将这种类型的匀场过程称为动态匀场(dynamic shimming)。

[0008] 例如,在文献Blamire等的“Dynamic Shim Updating:A New Approach Towards

Optimized Whole Brain Shimming”,1996,MRM,36,159-165中以及在文献Morrell等的“Dynamic Shimming for Multi-Slice Magnetic Resonance Imaging”,1997,MRM,38,477-483中,描述了动态匀场。

[0009] 对主磁场的局部均匀度进行补偿的精度特别地与存在并且可使用的匀场通道的数量和阶有关。在现代的MR设备中,通常经由3个梯度线圈的 DC偏移匀场电流产生例如3个空间方向上的线性匀场项。然后,由于沿着梯度方向的线性的场曲线,可以将施加了DC偏移匀场电流的梯度线圈称为一阶匀场通道。此外,磁共振设备可以具有专用的匀场线圈。这些专用的匀场线圈于是可以形成更高阶、例如二阶的匀场通道。这些匀场通道经常被构建为可以通过球面函数来描述其产生的补偿场。因此,这些匀场通道可以产生更高阶的补偿场。例如,一般的2阶匀场通道包括5个匀场线圈。

[0010] 梯度线圈和相关联的梯度放大器一般被设计为使得梯度场能够以几微秒、例如大约10微秒的时间等级变化。这对于动态匀场来说通常足够了。相反,更高阶的匀场通道的场一般在以秒为数量级的起振时间(settle time)之后才产生。这对于动态匀场来说经常是不够的。其原因可能是受结构限制,因为这些匀场通道的调节越快,则需要越强的放大器和/或可能具有低电阻的电线。这可能使磁共振设备的成本增加。更高阶的匀场通道的匀场线圈的占用空间也可能产生限制。

[0011] 由于这些原因,在动态匀场过程中经常仅动态地切换一阶的匀场通道、即通常为梯度线圈和/或从频率调节中得到的中心频率(RF中心频率)。因此,在磁共振序列的运行时间期间一般仅一阶的匀场通道中的电流发生变化。在更高阶的匀场通道中,通常在进行测量之前调节一次电流。然后,该电流应当在测量期间保持恒定。恒定的DC偏移匀场电流可以对应于特定于设备的调校值(Tuneup Wert)或者可以在事先执行的检查对象特殊的调节中被确定。

发明内容

[0012] 本发明要解决的技术问题是,实现对用于磁共振成像的至少一个匀场通道的改善的调节。

[0013] 提供根据本发明的借助磁共振设备在检查对象的检查区域中进行磁共振成像的方法,所述磁共振设备包括匀场单元,其中,所述匀场单元包括具有至少一个第一匀场通道的第一匀场通道集合以及具有至少一个第二匀场通道的第二匀场通道集合,所述方法包括以下方法步骤:

[0014] -将检查区域分割为多个子区域,

[0015] -针对至少一个第一匀场通道确定多个第一匀场参数组,其中,分别针对多个子区域确定多个第一匀场参数组中的一个第一匀场参数组,

[0016] -考虑所确定的多个第一匀场参数组,针对至少一个第二匀场通道确定第二匀场参数组,

[0017] -采集检查对象的检查区域的磁共振图像数据,其中,在采集磁共振图像数据之前,根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道,并且根据针对多个子区域中的一个特定子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,用于从该特定子区域中采集磁共振图像数据。

[0018] 检查区域、也称为拍摄体积(视场,FOV)特别地是被映射到所拍摄的磁共振图像数据中的体积。检查区域一般由用户例如在概览照片(定位片)上确定。替换地或者附加地,检查区域当然也可以自动地例如基于选择的协议确定。检查区域的多个子区域特别地一起产生整个检查区域。检查对象可以是患者、受检者、动物或者体模。特别地提供所采集的磁共振图像数据,也就是说,在显示单元上向用户显示和/或存储在数据库中。

[0019] 根据提出的方法,检查区域具有多个子区域、即特别是至少一个第一和一个第二子区域。特别地除了第一和第二子区域之外,检查区域当然还可以包括其它子区域。特别地,磁共振序列的单个激励层可以表示检查区域的一个子区域。由此,检查区域的子区域的数量可以等于检测区域的层数。当然还可以想到检查区域的更大的、例如包括更多层的或者更小的子区域。从检查区域的多个子区域中采集磁共振图像数据特别地针对多个子区域单独进行。本发明特别地对于如下序列技术意义重大,在该序列技术中,从第一子区域中采集磁共振图像数据的时间间隔,与从第二子区域中采集磁共振图像数据的那些时间间隔,以相对于至少一个第二匀场通道的调节时间小的时间等级进行交替。

[0020] 第一匀场通道集合可以包括一个第一匀场通道或者多个第一匀场通道。在此,第一匀场通道集合中的第一匀场通道特别地由磁共振设备的梯度线圈形成。还可以想到,第一匀场通道集合中的第一匀场通道由匀场单元的专用匀场线圈形成。至少一个第一匀场通道特别地可以产生一阶匀场、特别是线性匀场。理论上还可以想到,第一匀场通道集合中的第一匀场通道产生更高阶的、例如二阶的匀场。

[0021] 如已经描述的那样,在采集磁共振图像数据期间,可以对至少一个第一匀场通道施加不同的匀场电流。因此,可以切换至少一个第一匀场通道中的匀场电流,以从检查区域的不同的子区域中采集磁共振图像数据。因此,为了从检查区域的第一子区域和第二子区域中采集磁共振图像数据,可以使用多个第一匀场参数组中的不同的第一匀场参数组。例如,为了从检查区域的不同的层中采集磁共振图像数据,可以对至少一个第一匀场通道施加不同的匀场电流。这样,针对主磁场的均匀化的场份额由于流过至少一个第一匀场通道的匀场电流而可以在采集磁共振图像数据期间发生变化。由此,至少一个第一匀场通道有利地被构造用于进行动态匀场。

[0022] 第二匀场通道集合可以包括一个第二匀场通道或者多个第二匀场通道。在此,第二匀场通道集合中的这种第二匀场通道特别地由专用匀场线圈形成。至少一个第二匀场通道特别地可以产生二阶或更高阶的匀场。理论上还可以想到,第二匀场通道集合中的第二匀场通道产生一阶匀场。

[0023] 如已经描述的那样,在采集磁共振图像数据期间,对至少一个第二匀场通道特别地始终施加相同的匀场电流。因此,为了从检查区域的不同的层中采集磁共振图像数据,可以对至少一个第二匀场通道施加相同的匀场电流。这样,特别地针对主磁场的均匀化的场份额由于流过至少一个第二匀场通道的匀场电流而可以在采集磁共振图像数据期间保持恒定。由此,至少一个第二匀场通道不被构造用于进行动态匀场。

[0024] 匀场参数组可以包括用于对磁共振设备的匀场单元、特别是匀场单元的至少一个特定匀场通道进行控制的设置。例如,匀场参数组可以确定至少一个匀场通道中的电流。然后,匀场控制单元可以在拍摄磁共振图像数据时对至少一个匀场通道施加由匀场参数组确定的电流。此外,匀场参数组可以包括针对中心频率和/或共振频率的合适的值。这样,例如

可以省去单独的频率调节。

[0025] 例如,可以使用第一B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个第一匀场参数组,这在下面的段落之一中还要进行描述。根据所提出的方法,现在将多个第一匀场参数组用于针对至少一个第二匀场通道确定第二匀场参数组。因此,多个第一匀场参数组可以构成针对用于确定第二匀场参数组的算法的输入参数。

[0026] 多个第一匀场参数组特别地彼此不同地构造。其对于至少一个匀场通道例如具有不同的电流值。因此,多个第一匀场参数组特别地包括第一子区域匀场参数组和第二子区域匀场参数组。因此,以如下方式有利地根据多个第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道:为了从多个子区域中的第一子区域中采集磁共振图像数据,根据第一子区域匀场参数组调节至少一个第一匀场通道,并且为了从多个子区域中的第二子区域中采集磁共振图像数据,根据第二子区域匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。特别地,针对多个子区域中的每个子区域确定多个第一匀场参数组中的一个第一匀场参数组。

[0027] 相反,特别地针对至少一个第二匀场通道确定单个第二匀场参数组,用于采集磁共振图像数据。然后,可以在从检查区域的多个子区域中、特别是从第一子区域和第二子区域中的磁共振图像数据的整个采集期间,根据该单个第二匀场参数组,调节至少一个第二匀场通道。在具体应用情况下,还可以想到,在采集磁共振图像数据期间对至少一个第二匀场通道施加不同的匀场电流。这可能意味着,特别地在考虑多个第一匀场参数组的情况下,针对至少一个第二匀场通道确定多个第二匀场参数组。

[0028] 所提出的方法提供如下优点:在确定第二匀场参数组时考虑多个第一匀场参数组,能够产生特别有利的第二匀场参数组。因此,第二匀场参数组可以包括对于至少一个第二匀场通道来说有利的、特别是最佳的匀场电流。在此,至少一个第二匀场通道特别是对于动态匀场可能切换得不够快。利用所提出的方法可以实现,借助由可快速切换的至少一个第一匀场通道的动态切换的补偿场和更高阶的至少一个第二匀场通道的恒定补偿场构成的总补偿场,主磁场的均匀度可以特别显著地降低、特别是最优地被补偿。在此,在关于检查区域的所有子区域、特别是层的平均值方面,可以有利地对与最佳的恒定主磁场的测量偏差进行特别强的补偿,特别是与利用传统方法相比更完全的补偿。这样,特别是在关于整个检查区域的平均值方面,由于主磁场特别高的均匀度,可以实现如此采集的磁共振图像数据的高图像质量。例如,这样能够有利地减少、特别是在很大程度上避免由于主磁场不均匀而在磁共振图像数据中产生的伪影。

[0029] 在传统的动态匀场方法中,特别地多个第一匀场参数组和第二匀场参数组的确定彼此不相关地进行。相反,如在下面的段落之一中还要描述的那样,在确定第二匀场参数组时考虑多个第一匀场参数组可以包括考虑多个第一匀场参数组的场份额。

[0030] 在此,可以产生如下优点:已经借助多个第一匀场参数组校正后的虚拟主磁场比在动态匀场过程之前实际物理地存在的主磁场具有更高的均匀度和/或更小的变化。对于这种借助多个第一匀场参数组校正后的虚拟主磁场,通常可以更简单和/或更好地针对静止的至少一个第二匀场通道确定第二匀场参数组,使得在考虑借助至少一个第一匀场通道的动态匀场的场份额之后,能够更完整地对整个检查区域上的主磁场剩余的不均匀度进行补偿。然后,在针对检查区域的各个子区域调节至少一个第二匀场通道并且动态地调节至少一个第一匀场通道之后,主磁场在相应的子区域内的变化可以有利地减小。

[0031] 一个实施方式设置为,第一匀场通道集合和第二匀场通道集合不相交。这样,特别是匀场单元的每个匀场通道或者属于第一匀场通道集合或者属于第二匀场通道集合。因此,能够有利地针对第一匀场通道集合中的至少一个第一匀场通道和第二匀场通道集合中的至少一个第二匀场通道,单独计算匀场参数组。

[0032] 一个实施方式设置为,在确定多个第一匀场参数组之前,采集第一B0场图,其中,使用第一B0场图确定多个第一匀场参数组。采集第一B0场图可以包括特别是借助对于本领域技术人员来说常见的方法来测量第一B0场图。B0场图特别地表示磁共振设备的主磁场的场分布。B0场图于是特别地与磁共振设备的主磁场(B0场)成比例。现在,将该B0场图称为第一B0场图。由此,B0场图可以用来识别特别是当检查对象位于磁共振设备中时产生的主磁场中的不均匀。然后,可以根据第一B0场图确定多个第一匀场参数组,使得借助应用于至少一个第一匀场通道的多个第一匀场参数组,在采集磁共振图像数据期间至少部分地补偿主磁场的场不均匀。在此,特别地具体针对检查区域的第一子区域和第二子区域补偿主磁场的场不均匀。这样,第一B0场图是用于确定多个第一匀场参数组的有利的起始点。

[0033] 一个实施方式设置为,使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图,以及其中,在确定第二匀场参数组时,以使用第二B0场图确定第二匀场参数组的方式,考虑多个第一匀场参数组。由此,在确定第二匀场参数组时,特别是间接地、即经由根据多个第一匀场参数组计算的第二B0场图,来考虑多个第一匀场参数组。然而,如在下面的段落中所描述的,例如还可以借助于不同的、对于本领域技术人员来说合理的方法,使用第一B0场图和多个第一匀场参数组来计算第二B0场图。经由所计算的第二B0场图,可以特别有利地在确定第二匀场参数组时考虑多个第一匀场参数组。

[0034] 一个实施方式设置为,以利用第一B0场图结算从多个第一匀场参数组中得到的B0场份额的方式,来使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图。在此,有利地针对子区域单独结算相应的匀场参数组的B0场份额。在此,有利地根据第一B0场图的第一空间子区域和针对第一子区域确定的第一匀场参数组,计算第二B0场图的第一空间子区域,其中,产生第二B0场图的第一空间子区域,并且根据第一B0场图的第二子区域和针对第二空间子区域确定的第一匀场参数组,计算第二B0场图的第二空间子区域,其中,产生第二B0场图的第二空间子区域。这样,可以使用第二B0场图来确定第二匀场参数组。在运算上去除第一B0场图中的多个第一匀场参数组的B0场份额之后,第二B0场图可以构成用于确定第二匀场参数组的特别有利的起始点。也就是说,这样,第二匀场参数组可以特别有利地补偿在考虑多个第一匀场参数组之后剩余的主磁场中的不均匀。

[0035] 一个实施方式设置为,第一B0场图的、具有从多个第一匀场参数组中的一个合适的第一匀场参数组中得到的B0场份额的空间区段被结算,其中,具体地针对多个子区域中的、与该空间区段对应的子区域确定该合适的第一匀场参数组。这样,有利地在确定第二匀场参数组时,针对多个第一匀场参数组中的不同的第一匀场参数组单独考虑B0场份额。

[0036] 一个实施方式设置为,使用第一B0场图和第二匀场参数组计算第三B0场图,其中,使用第三B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个调整后的第一匀场参数组,其中,为了采集磁共振图像数据,根据所述多个调整后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。可以以利用第一B0场图结算从第二匀场参数组中得到的B0场份额的方式,使用第二匀场参数组调整第二B0场图。这样,在采集磁共振图像数据时,针对至少一个第一匀场通

道,不设置原始的基于第一B0场图确定的多个第一匀场参数组,而是设置再次基于第三B0场图确定的调整后的多个第一匀场参数组。在此,多个调整后的第一匀场参数组能够比多个第一匀场参数组特别是更好地补偿对于检查区域的多个子区域存在的主磁场的均匀。其原因是,这样可以具体地针对检查区域的多个子区域考虑,而不仅仅是全局地考虑由至少一个第二匀场通道感生的补偿场。对此,不需要附加的测量时间,因为可以根据已经测量的第一B0场图来计算第三B0场图。

[0037] 一个实施方式设置为,为了采集磁共振图像数据,首先根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道,随后根据针对多个子区域中的第一子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,随后从该第一子区域中采集磁共振图像数据,随后根据针对多个子区域中的第二子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,随后从该第二子区域中采集磁共振图像数据。这样,为了从第一子区域和第二子区域中采集磁共振图像数据,特别地根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道。为了采集磁共振图像数据,特别地根据针对第一子区域确定的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。为了从第二子区域中采集磁共振图像数据,特别地根据针对第二子区域确定的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。这样,能够针对检查区域的不同子区域,特别有利地补偿主磁场的均匀性。

[0038] 一个实施方式设置为,在调节至少一个第二匀场通道和从第一子区域中采集磁共振图像数据之间经过第二起振时间,并且在根据第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道和从第一子区域中采集磁共振图像数据之间经过第一起振时间,其中,第一起振时间比第二起振时间短。在此,起振时间 (settling time) 特别地是在利用电流调节匀场通道和调节匀场通道的希望的场份额之间经过的时间。这样,可以比至少一个第二匀场通道更快地调节至少一个第一匀场通道。由此,能够特别地动态调节至少一个第一匀场通道。

[0039] 一个实施方式设置为,在调节至少一个第二匀场通道之后,采集第四 B0场图,其中,使用第四B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个改变后的第一匀场参数组,其中,在采集磁共振图像数据期间,根据所述多个改变后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。当通过至少一个第二匀场通道实际感生的补偿场与理论和/或计算的补偿场(参见倒数第二段之前的段落中的第三B0场图的计算)有偏差时,用于采集第四B0场图的附加测量时间是有好处的。

[0040] 一个实施方式设置为,其中,第一B0场图的采集使用原始数据进行,所述原始数据由在激励检查区域之后分别获取的至少三个回波信号构成。所述第四B0场图也能够以这种方式采集。通过具体地选择第一个回波信号和最后一个回波信号之间的回波时间差,能够实现,根据第一个回波信号和最后一个回波信号的相位差图像计算的B0场图,仅与局部的B0偏差有关,而与组织的谱组成无关。随后,可以将根据第一个回波信号和最后一个回波信号的相位差计算的B0图展开(英语“unwrapped”),即可以在运算上去除相的 2π 周期性序列的相包络线。特别地可以使用中间回波的信号,用于所展开的B0场图的绝对校准。由此,能够计算其中像素值与共振频率的局部绝对偏差成比例的B0场图。这具有如下优点:还能够直接从B0场图中确定RF中心频率(第0阶的匀场通道)。由此能够放弃在相应的子区域内的单独的频率调节。

[0041] 根据本发明的磁共振设备包括匀场单元、图像数据采集单元和运算单元,所述匀

场单元包括具有至少一个第一匀场通道的第一匀场通道集合以及具有至少一个第二匀场通道的第二匀场通道集合,所述运算单元具有分割单元、第一确定单元和第二确定单元,其中,所述磁共振设备被构造用于执行根据本发明的方法。

[0042] 这样,磁共振设备构造为用于执行在检查对象的检查区域中进行磁共振成像的方法。分割单元被构造用于将检查区域分割为多个子区域。第一确定单元被构造用于针对至少一个第一匀场通道确定多个第一匀场参数组,其中,分别针对多个子区域确定多个第一匀场参数组中的一个第一匀场参数组。第二确定单元被构造用于考虑所确定的多个第一匀场参数组,针对至少一个第二匀场通道确定第二匀场参数组。图像数据采集单元被构造用于采集检查对象的检查区域的磁共振图像数据,其中,在采集磁共振图像数据之前,根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道,并且根据针对多个子区域中的一个特定子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,用于从该特定子区域中采集磁共振图像数据。

[0043] 根据磁共振设备的一个实施方式,匀场单元被构造为,第一匀场通道集合和第二匀场通道集合不相交。

[0044] 根据磁共振设备的一个实施方式,磁共振设备包括场图采集单元,其中,场图采集单元和第一确定单元被构造为,在确定多个第一匀场参数组之前,采集第一B0场图,其中,使用第一B0场图确定多个第一匀场参数组。

[0045] 根据磁共振设备的一个实施方式,磁共振设备包括场图采集单元,其中,场图采集单元、第一确定单元和第二确定单元被构造为,使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图,以及其中,在确定第二匀场参数组时,以使用第二B0场图确定第二匀场参数组的方式,考虑多个第一匀场参数组。

[0046] 根据磁共振设备的一个实施方式,磁共振设备包括场图采集单元,其中,场图采集单元被构造为,以利用第一B0场图结算从多个第一匀场参数组中得到的B0场份额的方式,来使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图。

[0047] 根据磁共振设备的一个实施方式,磁共振设备包括场图采集单元,其中,场图采集单元被构造为,结算第一B0场图的、具有从多个第一匀场参数组中的一个合适的第一匀场参数组中得到的B0场份额的空间区段,其中,具体地针对多个子区域中的、与该空间区段对应的子区域确定合适的第一匀场参数组。

[0048] 根据磁共振设备的一个实施方式,磁共振设备包括场图采集单元,其中,图像数据采集单元、第一确定单元和场图采集单元被构造为,使用第一B0场图和第二匀场参数组计算第三B0场图,其中,使用第三B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个调整后的第一匀场参数组,其中,为了采集磁共振图像数据,根据所述多个调整后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。

[0049] 根据磁共振设备的一个实施方式,图像数据采集单元被构造为,为了采集磁共振图像数据,首先根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道,随后根据针对多个子区域中的第一子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,随后从该第一子区域中采集磁共振图像数据,随后根据针对多个子区域中的第二子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道,随后从该第二子区域中采集磁共振图像数据。

[0050] 根据磁共振设备的一个实施方式,图像数据采集单元被构造为,在调节至少一个

第二匀场通道和从第一子区域中采集磁共振图像数据之间经过第二起振时间,并且在根据第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道和从第一子区域中采集磁共振图像数据之间经过第一起振时间,其中,第一起振时间比第二起振时间短。

[0051] 根据磁共振设备的一个实施方式,磁共振设备包括场图采集单元,其中,场图采集单元和图像数据采集单元被构造为,在调节至少一个第二匀场通道之后,采集第四B0场图,其中,使用第四B0场图针对至少一个第一匀场通道确定多个改变后的第一匀场参数组,其中,在采集磁共振图像数据期间,根据所述多个改变后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道。

[0052] 根据磁共振设备的一个实施方式,磁共振设备包括场图采集单元,其中,场图采集单元被构造为,第一B0场图的采集使用原始数据进行,所述原始数据由在激励检查区域之后分别获取的至少三个回波信号构成。

[0053] 根据本发明的计算机程序产品可直接加载到磁共振设备的可编程运算单元的存储器中,并且具有程序代码部件,以便在磁共振设备的运算单元中执行该计算机程序产品时,执行根据本发明的方法。由此能够以快速、可相同地重复以及鲁棒的方式执行根据本发明的方法。该计算机程序产品被配置为,能够借助运算单元来执行根据本发明的方法步骤。在此,运算单元必须相应地具有前提条件,例如对应的工作存储器、对应的显卡或者对应的逻辑单元,从而能够有效地执行相应的方法步骤。例如将该计算机程序产品存储在计算机可读介质上或者网络或服务器上,可以将该计算机程序产品从网络或服务器加载到本地运算单元的处理器中,处理器可以与磁共振设备直接连接,或者被构造为磁共振设备的一部分。此外,可以将该计算机程序产品的控制信息存储在电子可读数据载体上。电子可读数据载体的控制信息可以被设计为,其在使用数据载体时在磁共振设备的运算单元中执行根据本发明的方法。电子可读数据载体的示例是存储有电子可读的控制信息、特别是软件(参照上面)的DVD、磁带或者USB棒。当将这些控制信息(软件)从数据载体中读出并且存储到磁共振设备的控制器和/或运算单元中时,能够执行前面描述的方法的所有根据本发明的实施方式。因此,本发明还可以涉及所述计算机可读介质和/或所述电子可读数据载体。

[0054] 根据本发明的磁共振设备和根据本发明的计算机程序产品的优点基本上对应于先前详细叙述的根据本发明的方法的优点。在此提到的特征、优点或替换实施方式同样也可以转用于所要求保护的其它主题,反之亦然。换句话说,也可以利用结合方法描述或要求保护的特征来进一步展开代表性权利要求。方法的对应功能特征在此通过对应的代表性模块、特别是通过硬件模块来实施。

附图说明

[0055] 下面,根据在附图中示出的实施例详细描述和说明本发明。

[0056] 其中:

[0057] 图1以示意性示图示出了根据本发明的磁共振设备,

[0058] 图2示出了根据本发明的方法的第一实施方式的流程图,

[0059] 图3示出了根据本发明的方法的第二实施方式的流程图,

[0060] 图4示出了根据本发明的方法的第三实施方式的流程图,以及

[0061] 图5示出了根据本发明的方法的第四实施方式的流程图。

具体实施方式

[0062] 图1示意性地示出了根据本发明的磁共振设备11。磁共振设备11包括由磁体单元13形成的检测器单元,检测器单元具有用于产生强的、特别是恒定的主磁场18的主磁体17。此外,磁共振设备11具有圆柱形的患者容纳区域14,用于容纳检查对象15、在当前情况下为患者,其中,患者容纳区域14在圆周方向上被磁体单元13以圆柱形包围。可以借助磁共振设备11的患者支承装置16将患者15移入患者容纳区域14。为此,患者支承装置16具有以可移动的方式布置在磁共振设备11内部的支撑台。磁体单元13借助磁共振设备的壳体覆板31向外屏蔽。

[0063] 此外,磁体单元13具有用于产生磁场梯度的梯度线圈单元19,磁场梯度在成像期间用于进行位置编码。借助梯度控制单元28对梯度线圈单元19进行控制。此外,磁体单元13具有高频天线单元20和高频天线控制单元29,高频天线单元20在示出的情况下被构造为固定地集成在磁共振设备10中的身体线圈,高频天线控制单元29用于激励极化,极化在由主磁体17产生的主磁场18中产生。高频天线单元20由高频天线控制单元29控制,并且向基本上由患者容纳区域14形成的检查空间中照射高频磁共振序列。此外,高频天线单元20被构造用于接收特别是来自患者15的磁共振信号。

[0064] 为了控制主磁体17、梯度控制单元28和高频天线控制单元29,磁共振设备11具有运算单元24。运算单元24对磁共振设备11、例如对预先确定的成像的梯度回波序列的执行进行中央控制。控制信息、例如成像参数以及重建的磁共振图像可以在磁共振设备11的提供单元25、在当前情况下是显示单元25上向用户提供。此外,磁共振设备11具有输入单元26,借助其用户可以在测量过程期间输入信息和/或参数。运算单元24可以包括梯度控制单元28和/或高频天线控制单元29和/或显示单元25和/或输入单元26。在示出的情况下,运算单元24包括分割单元38、第一确定单元33和第二确定单元34。

[0065] 此外,磁共振设备包括匀场单元35,匀场单元35包括具有至少一个第一匀场通道36的第一匀场通道集合和具有至少一个第二匀场通道37的第二匀场通道集合。

[0066] 第一匀场通道集合例如包括3个第一匀场通道36。在图1中示出的情况下,这3个第一匀场通道36由梯度线圈单元19的3个梯度线圈形成。这3个第一匀场通道36可以在x方向、y方向和z方向上产生匀场。在此,作为示例,x方向沿着仰面躺着的检查对象15的水平身体轴延伸,y方向沿着检查对象15的垂直身体轴延伸,z方向沿着检查对象15的矢状轴延伸。梯度线圈和梯度放大器由于其它原因而被设计为使得梯度场能够以几微秒的时间等级变化。也就是说,该时间相对于在从检查区域的不同子区域和/或层中的数据获取之间经过的时间来说短。也就是说,一阶的3个第一匀场通道36一般可以用于进行动态匀场。此外,第一匀场通道集合包括RF中心频率。该RF中心频率再现了与相应的第一匀场参数组相关联的子区域内部的共振频率与在获取第一B0场图时调节的RF中心频率的平均偏差。形式上可以像匀场通道、即像第0阶的匀场通道那样对RF中心频率进行处理。

[0067] 此外,第二匀场通道集合例如包括5个专用的第二匀场通道37。这5个第二匀场通道37可以产生二阶匀场。这些匀场特别地与流过第二匀场通道37的电流成比例,并且匀场的空间曲线例如可以通过 $z^2 - (x^2 + y^2)/2$ 、 xz 、 yz 、 $(x^2 - y^2)/2$ 和 xy 以良好的近似描述。与第二匀场通道37相关联的放大器一般被设计为,在通过第二匀场通道37的电流改变和调节希望

的场之间经过以秒或更长时间为数量级的起振时间(settling time)。由此,该起振时间比从检查区域的不同的子区域和/或层中的数据获取之间的一般时间长。也就是说,二阶的5个第二匀场通道37一般不能用于进行动态匀场。当然,第二匀场通道37还可以包含例如产生三阶或四阶的匀场的更高阶的匀场通道。在示出的情况下,第一匀场通道集合和第二匀场通道集合以不相交的方式构造。

[0068] 磁共振设备11还包括图像数据采集单元32。在当前情况下,图像数据采集单元32由磁体单元13与高频天线控制单元29和梯度控制单元28一起形成。由此,磁共振设备11与图像数据采集单元32、运算单元24和匀场单元35一起被设计用于执行根据本发明的用于磁共振成像的方法。

[0069] 所示出的磁共振设备11当然可以包括磁共振设备11通常具有的其它部件。磁共振设备11的总体工作方式对于本领域技术人员是已知的,因此不对其它部件进行详细描述。

[0070] 图2示出了借助磁共振设备11在检查对象15的检查区域中进行磁共振成像的根据本发明的方法的第一实施方式的流程图。

[0071] 在第一方法步骤39中,借助分割单元38将检查区域分割为多个子区域。例如,层堆叠的每个激励层形成多个子区域中的一个子区域。

[0072] 在另一个方法步骤40中,针对至少一个第一匀场通道36确定多个第一匀场参数组,其中,借助第一确定单元33分别针对多个子区域确定多个第一匀场参数组中的一个第一匀场参数组。

[0073] 在另一个方法步骤41中,借助第二确定单元34考虑所确定的多个第一匀场参数组,针对至少一个第二匀场通道37确定多个第二匀场参数组。

[0074] 在另一个方法步骤42中,借助图像数据采集单元32采集检查对象15 的检查区域的磁共振图像数据,其中,在采集磁共振图像数据之前,根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道37,并且根据针对多个子区域中的一个特定的子区域确定的第一匀场参数组,调节至少一个第一匀场通道36,用于从该特定的子区域中采集磁共振图像数据。

[0075] 所采集的磁共振图像数据可以在显示单元25上输出和/或存储在数据库中。

[0076] 图3示出了借助磁共振设备11在检查对象15的检查区域中进行磁共振成像的根据本发明的方法的第二实施方式的流程图。

[0077] 下面的描述基本上局限于与图2中的实施例的不同之处,其中,对于相同的方法步骤,参见对图2中的实施例的描述。原则上,基本上相同的方法步骤用相同的附图标记表示。

[0078] 根据本发明的方法的在图3中示出的实施方式主要包括根据图2的根据本发明的方法的第一实施方式的方法步骤39、40、41、42。另外,在图3 中示出的根据本发明的方法的实施方式包括附加方法步骤和子步骤。还可以想到作为图3的替换的方法流程,其仅包括在图2中示出的附加方法步骤和 /或子步骤中的一部分。当然,作为图3的替换的方法流程也可以包括附加方法步骤和/或子步骤。

[0079] 在图3的示例中,为了更好地理解,假设在第一方法步骤39中将检查区域分割为2个子区域,也就是说,例如检查区域由2个单层构成。该概念当然可以任意扩展到分割为更多子区域。

[0080] 在另一个方法步骤43中,在确定多个第一匀场参数组之前,采集第一 B0场图。第一B0场图特别地再现了与检查区域的多个子区域内部的理想的恒定主磁场18的局部偏差。

B0场图还可以包括频率图,其再现共振频率与系统频率的局部偏差。频率图 $\Delta f(x, y, z)$ 和 B0场图 $\Delta B_0(x, y, z)$ 一般能够如下换算:

$$[0081] \quad \Delta f(x, y, z) = (\gamma / (2\pi)) \times \Delta B_0(x, y, z)$$

[0082] 在此, $\gamma / (2\pi)$ 是磁旋比 (gyromagnetic ratio), 对于质子, 其是 42.576 MHz/T。

[0083] 在另一个方法步骤40中, 使用第一B0场图来确定多个第一匀场参数组。在此, 在另一个方法步骤40的第一子步骤40-1中, 根据第一B0场图确定第一子区域匀场参数组, 并且在该另一个方法步骤40的第二子步骤40-2中, 根据第一B0场图确定第二子区域匀场参数组。第一子区域匀场参数组特别地是针对第一子区域确定的第一匀场参数组。第二子区域匀场参数组特别地是针对第二子区域确定的第一匀场参数组。当然, 还可以确定另外的子区域匀场参数组。特别地, 可以针对检查区域的每个层确定一个子区域匀场参数组。

[0084] 针对第一子区域确定的第一匀场参数组 $\Delta f_0^{(1)}$, $\Delta G_x^{(1)}$, $\Delta G_y^{(1)}$, $\Delta G_z^{(1)}$ 特别地包括用于频率调节的第一共振频率 $\Delta f_0^{(1)}$ 、用于x方向上的梯度线圈的第一x 梯度偏移电流 $\Delta G_x^{(1)}$ 、用于y方向上的梯度线圈的第一y梯度偏移电流 $\Delta G_y^{(1)}$ 和用于z方向上的梯度线圈的第一z梯度偏移电流 $\Delta G_z^{(1)}$ 。在此, 有利地选择针对第一子区域确定的第一匀场参数组 $\Delta f_0^{(1)}$, $\Delta G_x^{(1)}$, $\Delta G_y^{(1)}$, $\Delta G_z^{(1)}$, 使得最佳地补偿第一子区域中的局部场偏差 $\Delta B_0(x, y, z)$ 。

[0085] 针对第二子区域确定的第一匀场参数组 $\Delta f_0^{(2)}$, $\Delta G_x^{(2)}$, $\Delta G_y^{(2)}$, $\Delta G_z^{(2)}$ 特别地包括用于频率调节的第二共振频率 $\Delta f_0^{(2)}$ 、用于x方向上的梯度线圈的第二x 梯度偏移电流 $\Delta G_x^{(2)}$ 、用于y方向上的梯度线圈的第二y梯度偏移电流 $\Delta G_y^{(2)}$ 和用于z方向上的梯度线圈的第二z梯度偏移电流 $\Delta G_z^{(2)}$ 。在此, 有利地选择针对第二子区域确定的第一匀场参数组 $\Delta f_0^{(2)}$, $\Delta G_x^{(2)}$, $\Delta G_y^{(2)}$, $\Delta G_z^{(2)}$, 使得最佳地补偿第二子区域中的局部场偏差 $\Delta B_0(x, y, z)$ 。

[0086] 为了确定针对第一和/或第二子区域的匀场参数组, 可以针对第一子区域和/或第二子区域内部的第一B0场图的每个像素, 建立以下形式的方程:

$$[0087] \quad -\Delta B_0(x, y, z) = \frac{2\pi}{\gamma} \Delta f_0 + \Delta G_x(x - x_0) + \Delta G_y(y - y_0) + \Delta G_z(z - z_0)$$

[0088] 其中, (x, y, z) 是相应的像素的坐标, (x_0, y_0, z_0) 是在B0场图内部的梯度线圈单元19的对称中心 (isocentre) 的坐标。对称中心是梯度线圈单元19 的场份额为零的位置。 ΔG_x 给出了沿着B0场图的x方向的梯度场相对于获取B0场图期间的设置的变化。对应地, ΔG_y 和 ΔG_z 给出了沿着B0场图的y 或z方向的梯度场相对于获取B0场图期间的对应设置的变化。 Δf_0 给出了中心频率相对于获取B0场图期间的设置的变化。

[0089] 总体上, 所提及的方程针对检查区域的每个子区域形成可以利用标准方法求解的超定的线性方程系统。因此, 可以确定针对第一子区域的第一匀场参数组的分别4个未知的 $\Delta f_0^{(1)}$, $\Delta G_x^{(1)}$, $\Delta G_y^{(1)}$, $\Delta G_z^{(1)}$ 或者针对第二子区域的第一匀场参数组的4个未知的 $\Delta f_0^{(2)}$, $\Delta G_x^{(2)}$, $\Delta G_y^{(2)}$, $\Delta G_z^{(2)}$ 。如果B0场图的建立基于对获取的具有不同的回波时间的MR图像之间的相位差的测量, 则从基本上仅包含噪声的像素中无法获得关于局部B0场偏差的信息。因此, 在对该方程组求解时必须将这些像素排除。这可以通过背景分割和/或对各个方程进行加权与位置 (x, y, z) 处的幅值图像的像素值成比例地进行。在此, 幅值图像同样可以从为了建立第一B0场图而获取的磁共振测量数据中提取。

[0090] 在另一个方法步骤44中, 使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图。使用第一B0场图和多个第一匀场参数组计算第二B0场图, 使得从该多个第一匀场参数

组中得到的B0场份额被第一B0场图结算。在此,特别地第一B0场图的、具有从该多个第一匀场参数组中的一个合适的第一匀场参数组中得到的B0场份额的空间区段被结算,其中,具体针对多个子区域中的、与该空间片段对应的子区域确定该合适的第一匀场参数组。

[0091] 在示出的情况下,在另一个方法步骤44的第一子步骤44-1中,根据第一B0场图的第一空间子区域和针对第一子区域确定的第一匀场参数组,计算第二B0场图的第一空间子区域。在另一个方法步骤44的第二子步骤44-2中,根据第一B0场图的第二空间子区域和针对第二子区域确定的第一匀场参数组,计算第二B0场图的第二空间子区域。第二B0场图于是包括2个计算的空间子区域。

[0092] 为了计算第二B0场图,例如针对每个子区域,将用于至少一个第一匀场通道36的针对相应的子区域确定的第一匀场参数组的B0场份额按照像素与第一B0场图相加。也就是说,第二B0场图示出了新的虚拟B0场图 $\Delta B_0'(x, y, z)$, 对于其适用:

[0093]

$$\Delta B_0'(x, y, z) = \Delta B_0(x, y, z) + \begin{cases} \frac{2\pi}{\gamma} \Delta f_0^{(1)} + \Delta G_x^{(1)}(x-x_0) + \Delta G_y^{(1)}(y-y_0) + \Delta G_z^{(1)}(z-z_0), & \text{if } (x, y, z) \in V1 \\ \frac{2\pi}{\gamma} \Delta f_0^{(2)} + \Delta G_x^{(2)}(x-x_0) + \Delta G_y^{(2)}(y-y_0) + \Delta G_z^{(2)}(z-z_0), & \text{if } (x, y, z) \in V2 \end{cases}$$

[0094] 其中, V1表示第一子区域, V2表示第二子区域, 并且这里集合理论中的元素符号表示“所考虑的坐标为 (x, y, z) 的像素属于第一子区域V1或者属于第二子区域V2”。通常来说, 第二、特别是虚拟B0场图 $\Delta B_0'(x, y, z)$ 将具有比原始测量的第一B0场图 $\Delta B_0(x, y, z)$ 小的B0场偏差。在根据相应的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道37之后, 第二B0场图可以近似地在子区域内部局部地再现B0场曲线。

[0095] 在确定第二匀场参数组的另一个方法步骤41中, 在确定第二匀场参数组时, 以使用第二B0场图确定第二匀场参数组的方式, 考虑多个第一匀场参数组。在此, 有利地确定第二匀场参数组, 使得尽可能最佳地补偿通过第二B0场图 $\Delta B_0'(x, y, z)$ 再现的B0场。

[0096] 至少一个第二匀场通道37中的第j个匀场通道在位置 (x, y, z) 处的场份额 $\Delta B_j(x, y, z)$ 与第j个匀场通道中的匀场电流 I_j 成比例:

$$[0097] \quad \Delta B_j(x, y, z) = C_j(x, y, z) \cdot P_j \cdot I_j$$

[0098] $C_j(x, y, z)$ 是第二匀场通道j的已知的归一化的场分布, 并且 P_j 是第二匀场通道j的同样已知的与位置无关的灵敏度。索引j取值 $1, \dots, N2$, 其中, $N2$ 是第二匀场通道37的数量。为了确定未知的匀场电流 I_1, \dots, I_{N2} , 可以针对检查区域中的每个像素建立以下形式的方程:

$$[0099] \quad -\Delta B_0'(x, y, z) = \frac{2\pi}{\gamma} \Delta f_0 + \sum_{j=1}^{N2} \Delta B_j(x, y, z) = \frac{2\pi}{\gamma} \Delta f_0 + \sum_{j=1}^{N2} C_j(x, y, z) \cdot P_j \cdot \Delta I_j$$

[0100] 这里, 检查区域是指两个子区域的组合体积。因此, 总体上, 所提及的方程又形成超定的线性方程组。超定是因为检查区域中的像素的数量通常远大于未知量的数量。该方程组中要解的未知量是给出第j个匀场通道中的电流相对于获取第一B0场图期间的设置的变化 $N2$ 个值 ΔI_j 以及仍然没有位置相关性的项 Δf_0 。该超定的方程组例如在最小平方差的意义上可以利用标准方法来求解。因此, 步骤41的结果是用于调节至少一个第二匀场通道37的第二匀场参数组 $\Delta f_0, I_1, \dots, I_{N2}$ 。

[0101] 一般以交织的2D多层测量进行另一个方法步骤42中的磁共振图像数据的采集。层的数量一般可以处于5和50之间。这些层中的每一个可以具有一般为2mm至10mm的厚度。一个层的视场(field of view)一般处于 $200 \times 200 \text{mm}^2$ (例如在轴向头部检查中) 和 $400 \times 400 \text{mm}^2$ (例如在腹部检查中) 之间。层通常彼此平行地定向, 其中, 相邻的层之间具有层厚度的百分之零至百分之五十的间隙。这些层中的每一个和/或每个层的一个子区域可以是检查区域的一个子区域。然而, 在示出的情况下, 为了清楚起见, 仅呈现了检查区域的2个子区域。不同的层的数据获取之间的时间是 TR/N , 其中, TR 是重复时间, N 是以重复间隔获取其数据的层的数量。重复时间 TR 给出了对特定层的连续激励之间的时间。根据作为基础的序列技术, TR 时间处于几ms和几秒之间。将不同的层的数据获取之间的时间对应地缩短 N 倍。这里描述的参数当然仅仅是示例。在另一个方法步骤42中也可以利用与所描述的测量参数不同的测量参数进行磁共振图像数据的采集。

[0102] 另一个方法步骤42中的磁共振图像数据的采集包括第一子步骤42-1, 其中, 首先根据第二匀场参数组调节至少一个第二匀场通道37。例如, 根据匀场电流 I_1, \dots, I_5 调节5个第二匀场通道37。

[0103] 在该另一个方法步骤42的第二子步骤42-2中, 在至少一个第二匀场通道37的调节和第四子步骤42-4中的从第一子区域中采集磁共振图像数据之间, 经过第二起振时间。在此, 该第二起振时间比第一起振时间长, 该第一起振时间在根据针对第一子区域确定的第一匀场参数组对至少一个第一匀场通道36的调节和从第一子区域中采集磁共振图像数据之间经过。等待起振时间, 直到至少一个第二匀场通道37的实际场份额对于所计算的场份额为止。

[0104] 随后, 在该另一个方法步骤42的第三子步骤42-3中, 根据针对第一子区域确定的第一匀场参数组对至少一个第一匀场通道36进行调节。也就是说, 在该示例中, 将梯度偏移电流 $\Delta G_x^{(1)}, \Delta G_y^{(1)}, \Delta G_z^{(1)}$ 与在获取第一B0场图期间设置的梯度偏移电流相加。此外, 可以将RF中心频率相对于在获取第一B0场图期间的值改变 $\Delta f_0^{(1)} + \Delta f_0$ 。在此, $\Delta f_0^{(1)}$ 是在步骤M3中确定的针对第一子区域的中心频率变化, Δf_0 是第二匀场参数组中的没有位置相关性的常数项。

[0105] 随后, 在该另一个方法步骤42的第四子步骤42-4中, 从第一子区域中采集磁共振图像数据。根据针对第一子区域确定的第一匀场参数组, 保持调节至少一个第一匀场通道36, 用于从第一子区域中采集磁共振图像数据。

[0106] 随后, 在该另一个方法步骤42的第五子步骤42-5中, 根据针对第二子区域确定的第一匀场参数组对至少一个第一匀场通道36进行调节。为此, 将梯度偏移电流 $\Delta G_x^{(2)}, \Delta G_y^{(2)}, \Delta G_z^{(2)}$ 与在获取第一B0场图期间设置的梯度偏移电流相加。将RF中心频率的设置相对于在获取第一B0场图期间的设置改变 $\Delta f_0^{(2)} + \Delta f_0$ 。

[0107] 在此, 应当指出, 在针对特定子区域调节至少一个第一匀场通道36时, 仅磁共振序列的发送路径和接收路径之间的设置可以是活动的。只要不考虑作为改变后的梯度电流的结果的物理效应, 则例如梯度偏移电流在时间上在一个子区域内部的第一高频激励脉冲之前接通, 还是例如利用第一高频激励脉冲的层选择梯度才接通是不相关的。例如, 由于作为一般以时间常数呈指数衰减的改变后的梯度电流的结果的不可避免的涡流(eddy current), 可能有意义的是, 像在不延长总测量时间的情况下那样早地根据第一匀场参数

组调节至少一个第一匀场通道36。

[0108] 随后,在该另一个方法步骤42的第六子步骤42-6中,从第二子区域中采集磁共振图像数据。根据针对第二子区域确定的第一匀场参数组,保持调节至少一个第一匀场通道36,用于从第二子区域中采集磁共振图像数据。

[0109] 可以经常重复方法步骤42-3至42-6,直到从两个子区域中采集到了图像的重建所需的所有磁共振数据为止。

[0110] 在该另一个方法步骤42的第七子步骤42-7中,将反映第一子区域的磁共振图像数据和反映第二子区域的磁共振图像数据组成整体磁共振图像数据。然后,可以根据该整体磁共振图像数据,重建由两个子区域构成的磁共振图像。然后,可以将图像例如在显示单元25上输出和/或存储在数据库中。

[0111] 图4示出了借助磁共振设备11在检查对象15的检查区域中进行磁共振成像的根据本发明的方法的第三实施方式的流程图。

[0112] 下面的描述基本上局限于与图3中的实施例的不同之处,其中,对于相同的方法步骤,参见对图3中的实施例的描述。原则上,基本上相同的方法步骤用相同的附图标记表示。

[0113] 与在图3中示出的过程相比,在另一个方法步骤42中采集磁共振图像数据期间,不根据在另一个方法步骤40中确定的多个第一匀场参数组来调节至少一个第一匀场通道36。

[0114] 而是,根据图4,在另一个方法步骤45中,使用第一B0场图和第二匀场参数组计算第三B0场图。在此,可以考虑如下事实:至少一个第二匀场通道37中的修正后的匀场电流影响检查区域的子区域中的B0场。在另一个方法步骤40中计算至少一个第一匀场通道36的第一匀场参数组时,首先不考虑该份额。因此,将至少一个第二匀场通道37的已知场份额与原始的第一B0场图 $\Delta B_0(x, y, z)$ 相加,其中,通过下式产生第三B0场图 $\Delta B_0''(x, y, z)$:

$$[0115] \quad \Delta B_0''(x, y, z) = \Delta B_0(x, y, z) + \frac{2\pi}{\gamma} \Delta f_0 + \sum_{j=1}^{N_2} C_j(x, y, z) \cdot P_j \cdot \Delta I_j$$

[0116] 新的第三B0场图 $\Delta B_0''(x, y, z)$ 至少近似地再现(除了与位置不相关的项 $(2\pi/\gamma) \Delta f_0$ 之外)在调节至少一个第二匀场通道37之后的场曲线。

[0117] 随后,在另一个方法步骤46中,使用第三B0场图针对至少一个第一匀场通道36确定多个调整后的第一匀场参数组。因此,在另一个方法步骤46的第一子步骤46-1中,针对第一子区域确定调整后的第一匀场参数组,并且在另一个方法步骤46的第二子步骤46-2中,针对第二子区域确定调整后的第二匀场参数组。结果是针对第一子区域的匀场设置 $\Delta f_0^{(1)}$, $\Delta G_x^{(1)}$, $\Delta G_y^{(1)}$, $\Delta G_z^{(1)}$ 及针对第二子区域的匀场设置 $\Delta f_0^{(2)}$, $\Delta G_x^{(2)}$, $\Delta G_y^{(2)}$, $\Delta G_z^{(2)}$ 的一个新的组。

[0118] 在另一个方法步骤42中采集磁共振图像数据期间,根据多个调整后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道36。因此,在另一个方法步骤42的第三子步骤42-3中,根据调整后的第一匀场参数组针对第一子区域调节至少一个第一匀场通道36。随后,在另一个方法步骤42的第五子步骤42-5中,根据调整后的第二匀场参数组针对第二子区域调节至少一个第一匀场通道37。

[0119] 应当指出,调整后的第一匀场参数组和调整后的第二匀场参数组的确定也可以迭代地进行。为此,在第i个迭代步骤中,方法步骤45、46、44、41按照所给出的顺序分别执行。在此,在方法步骤45中,使用先前的迭代步骤的第一B0场图和第二匀场参数组计算B0''(i)

场图。在方法步骤46中,使用在相应的迭代步骤中计算的 $B_0^{(i)}$ 场图针对各个子区域计算调整后的第一匀场参数组。在方法步骤44中,使用在相应的迭代步骤中计算的 $B_0^{(i)}$ 场图(步骤45)和相应的在方法步骤46中确定的调整后的第一匀场参数组,针对各个子区域计算另一个 B_0 场图 $B_0'(i)$ 。在方法步骤41中,基于在第*i*个迭代步骤的方法步骤41中计算的 B_0 场图 $B_0'(i)$,分别计算调整后的第二匀场参数组。该迭代方法的终止标准是,每一个子区域的第*i*个步骤的调整后的第一匀场参数组相对于针对相应的子区域的第(*i*-1)个迭代步骤的调整后的第一匀场参数组的变化,小于针对第一匀场通道预先给定的第一阈值组,并且在第*i*个迭代步骤中计算的第二匀场参数组相对于在(*i*-1)个步骤中计算的第二匀场参数组的变化,小于针对第二匀场通道预先给定的第二阈值组,或者是超过了预先给定的迭代步骤的最大数量。

[0120] 图5示出了借助磁共振设备11在检查对象15的检查区域中进行磁共振成像的根据本发明的方法的第四实施方式的流程图。

[0121] 下面的描述基本上局限于与图3中的实施例的不同之处,其中,对于相同的方法步骤,参见对图3中的实施例的描述。原则上,基本上相同的方法步骤用相同的附图标记表示。

[0122] 与在图3中示出的过程相比,在另一个方法步骤42中从一个子区域中采集磁共振图像数据期间之前,不根据在另一个方法步骤40中确定的第一匀场参数组针对该子区域调节至少一个第一匀场通道36。此外,该实施方式在针对至少一个第一匀场通道36计算第一匀场参数组时,考虑至少一个第二匀场通道37的影响。但是,与根据图4的第三实施方式不同,不计算、而是实际测量在调节至少一个第二匀场通道37之后的场曲线。

[0123] 而是,根据图5,在另一个方法步骤42的第一子步骤42-1中调节至少一个第二匀场通道37之后,在另一个方法步骤42的另一个子步骤42-X中采集第四 B_0 场图。特别地最早在另一个方法步骤42的另一个子步骤42-2中的第二起振时间过去时,采集第四 B_0 场图。

[0124] 随后,在另一个方法步骤42的另一个子步骤42-Y中,使用第四 B_0 场图针对至少一个第一匀场通道36确定多个改变后的第一匀场参数组。因此,在子步骤42-Y的第一分步骤42Y-1中针对第一子区域确定调整后的第一匀场参数组,并且在子步骤42-Y的第二分步骤42Y-2中针对第二子区域确定调整后的第二匀场参数组。结果又是中心频率 $\Delta f_0^{(i)}$ 以及针对每一个子区域针对至少一个第一匀场通道36的第一匀场参数组 $\Delta G_x^{(i)}$, $\Delta G_y^{(i)}$, $\Delta G_z^{(i)}$ 的组。

[0125] 在另一个方法步骤42中采集磁共振图像数据期间,根据该多个调整后的第一匀场参数组调节至少一个第一匀场通道36。因此,在另一个方法步骤42的第三子步骤42-3中,根据调整后的第一匀场参数组针对第一子区域调节至少一个第一匀场通道36。随后,在另一个方法步骤42的第五子步骤42-5中,根据调整后的第二匀场参数组针对第二子区域调节至少一个第一匀场通道37。

[0126] 第一 B_0 场图和/或第四 B_0 场图的采集可以使用由分别在激励检查区域之后获取的至少三个回波信号构成的原始数据来进行。

[0127] 在图2-5中示出的根据本发明的方法的方法步骤由运算单元执行。为此,运算单元包括必要的软件和/或计算机程序,其存储在运算单元的存储单元中。软件和/或计算机程序包括程序部件,该程序部件被设计用于在借助运算单元的处理单元执行运算单元中的计算机程序和/或软件时,执行根据本发明的方法。

[0128] 虽然通过优选实施例进一步详细示出并描述了本发明,但是本发明不局限于所公开的示例,本领域技术人员可以由此得出其它变形,而不脱离本发明的保护范围。

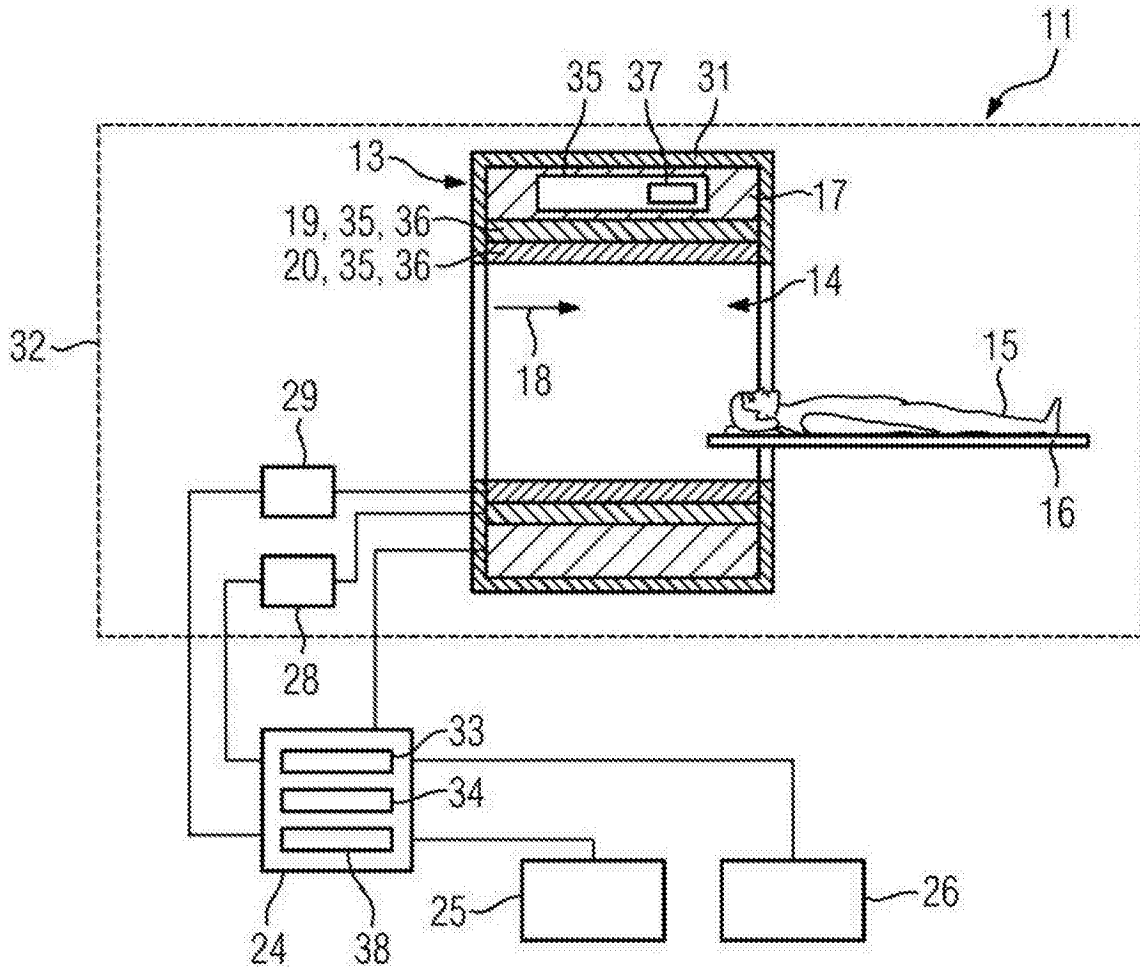


图1

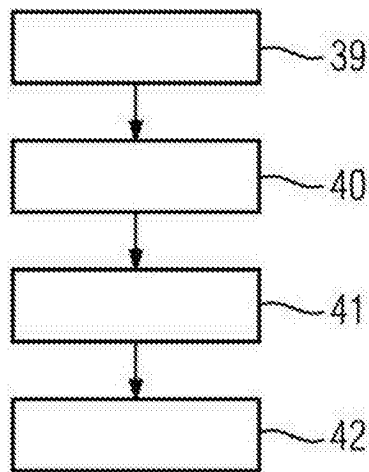


图2

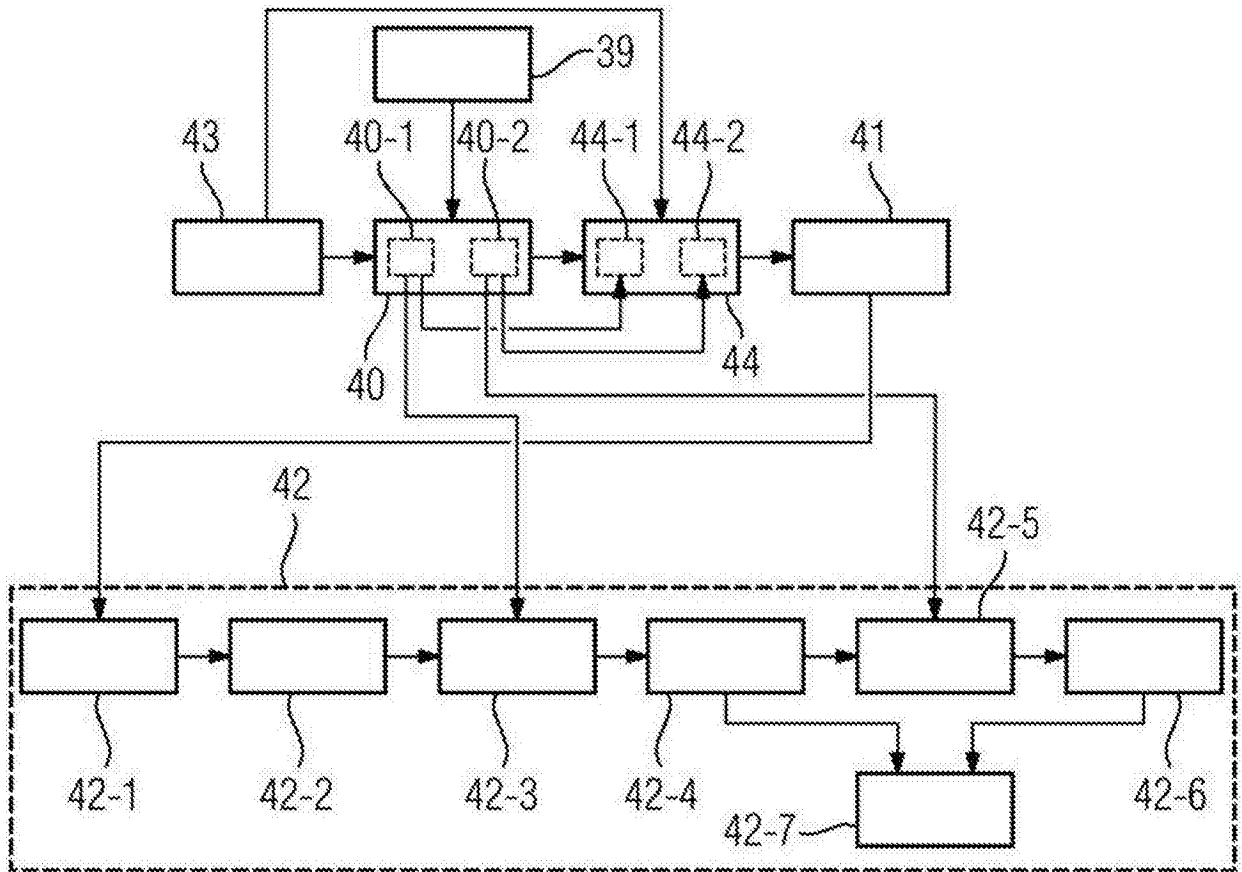


图3

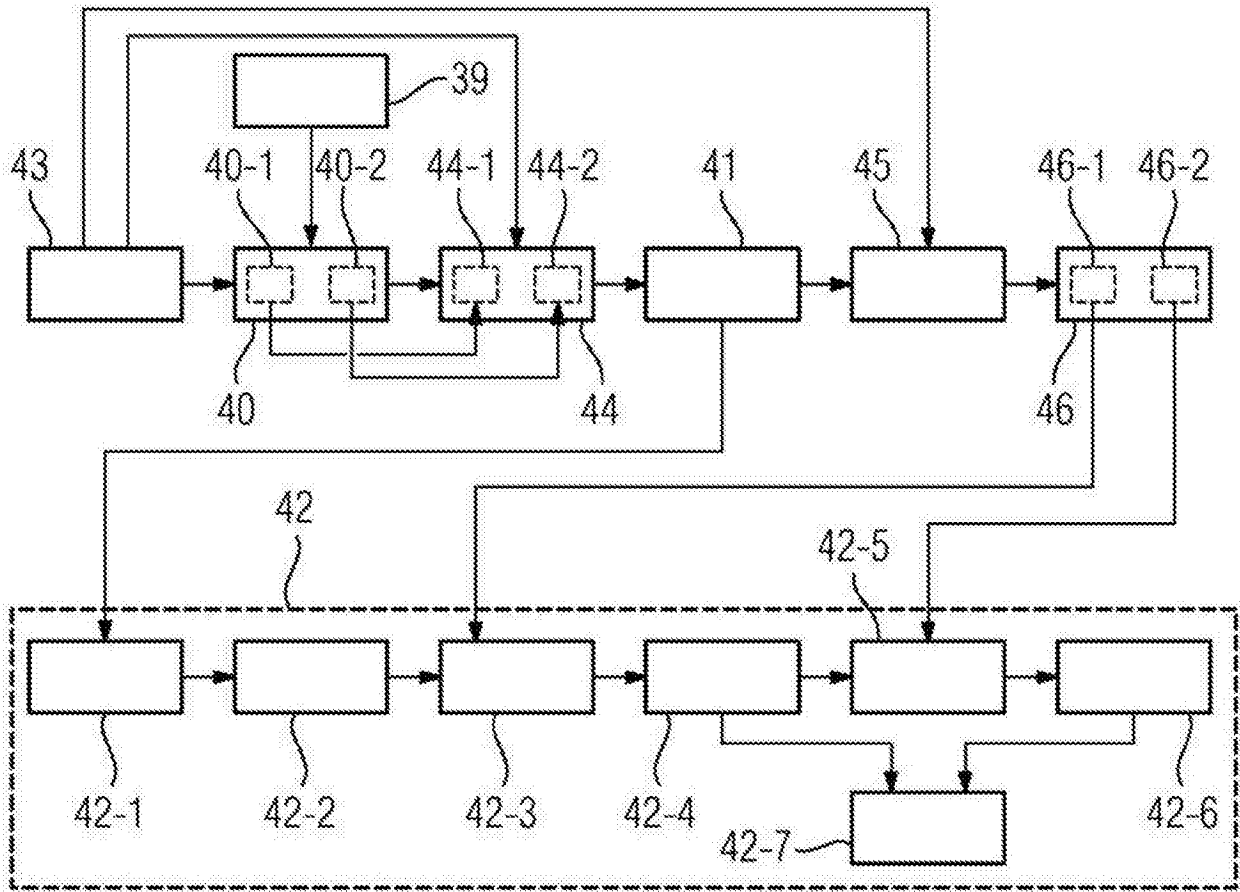


图4

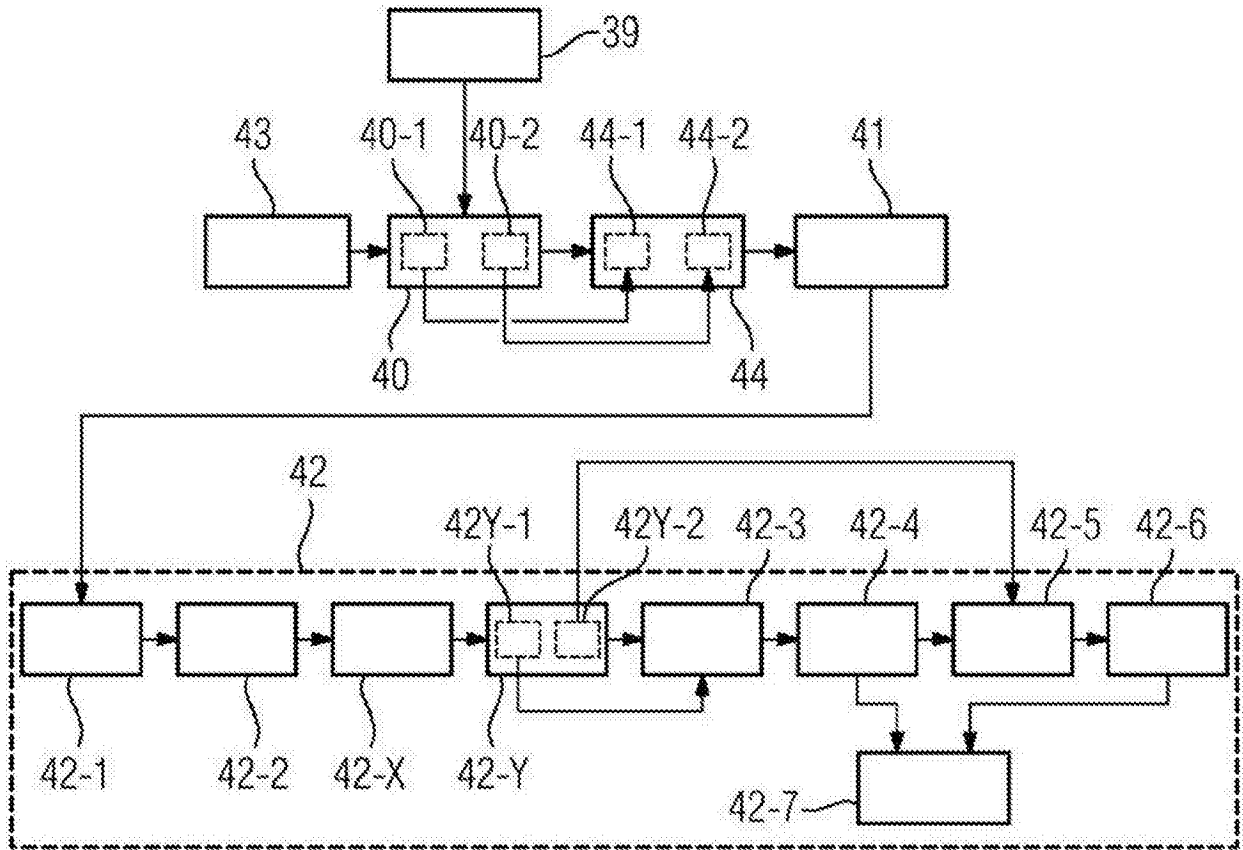


图5