



(10) 授权公告号 CN 112154343 B

(45) 授权公告日 2024.11.05

(21) 申请号 201980031651.8

(22) 申请日 2019.03.11

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112154343 A

(43) 申请公布日 2020.12.29

(30) 优先权数据
18165858.4 2018.04.05 EP
62/641,583 2018.03.12 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.11.11

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/056029 2019.03.11

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/175110 EN 2019.09.19

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 P·T·韦萨宁 L·沃纳
J·I·坦图

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
G01R 33/54 (2006.01)
G01R 33/56 (2006.01)
G01R 33/24 (2006.01)
G01R 33/44 (2006.01)
G01R 33/48 (2006.01)
G01R 33/483 (2006.01)
G01R 33/485 (2006.01)
G01R 33/50 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
A61N 5/10 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101099672 A, 2008.01.09
CN 101441254 A, 2009.05.27

审查员 何奕昕

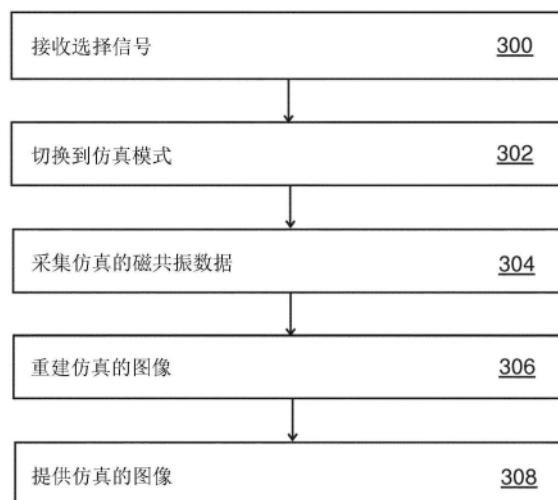
权利要求书3页 说明书17页 附图4页

(54) 发明名称

具有仿真模式的磁共振成像系统

(57) 摘要

本发明涉及一种磁共振成像系统(100)。所述磁共振成像系统(100)被配置为选择性地在缺省模式和仿真模式下进行操作。由所述磁共振成像系统(100)的处理器(203)对机器可执行指令(290)的运行使所述磁共振成像系统(100)接收选择所述仿真模式的选择信号。所述磁共振成像系统(100)从所述缺省模式切换到所述仿真模式。所述磁共振成像系统(100)在所述仿真模式下使用所述仿真控制参数的集合(292)来进行操作。仿真的磁共振成像数据(270)从所述磁共振成像系统(100)的所述成像区(108)采集。



1. 一种磁共振成像系统(100),所述磁共振成像系统(100)包括:
 - 主磁体(104),其用于生成所述磁共振成像系统(100)的成像区(108)内的主磁场,
 - 磁场梯度系统(110),其用于生成所述成像区(108)内的空间依赖的梯度磁场,
 - 射频天线系统(114),其被配置用于从所述成像区(108)采集磁共振成像数据,
 - 存储器(207),其存储机器可执行指令(290)、缺省控制参数(294)的集合、仿真控制参数的集合(292),所述缺省控制参数的集合用于在缺省模式下操作所述磁共振成像系统(100)以采集用于重建具有缺省成像特性的集合的磁共振图像(278)的磁共振成像数据(276),其中,所述缺省成像特性是针对感兴趣解剖结构的诊断成像进行优化的,所述仿真控制参数的集合用于在仿真模式下操作所述磁共振成像系统(100)以采集仿真的磁共振成像数据(270),所述仿真的磁共振成像数据用于重建具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性(274)的集合的仿真的成像特性的集合的仿真的磁共振图像(272),其中,所述仿真的成像特性的集合包括仿真的信噪比,其中,所述参考成像特性(274)不同于所述缺省成像特性,其中,能利用所述磁共振成像系统实现的图像质量高于能利用所述参考磁共振成像系统实现的图像质量,其中,更高的图像质量包括更高的信噪比;
 - 处理器(203),其中,由所述处理器(203)对所述机器可执行指令(290)的运行使所述处理器(203)控制所述磁共振成像系统(100):
 - 接收选择所述仿真模式的选择信号,
 - 从所述缺省模式切换到所述仿真模式,
 - 从所述磁共振成像系统(100)的所述成像区(108)采集所述仿真的磁共振成像数据(270),其中,所述磁共振成像系统(100)在所述仿真模式下使用所述仿真控制参数的集合(292)来进行操作;
 - 其中,所述磁共振成像系统(100)还包括白噪声RF源(117),其中,所述仿真控制参数的集合(292)包括用于在所述仿真的磁共振成像数据(270)的采集期间控制所述白噪声RF源(117)生成白噪声以降低由所采集的仿真的磁共振成像数据(270)产生的所述仿真的信噪比从而模拟根据所述参考成像特性(274)的参考信噪比的控制参数,而所述白噪声RF源(117)在所述缺省模式下被关闭以便增加在所述缺省模式下采集的所述磁共振成像数据(276)的信噪比。
2. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统,其中,所述参考磁共振成像系统被包括在MRI引导的辐射递送系统中。
3. 根据权利要求2所述的磁共振成像系统,其中,所述参考磁共振成像系统具有0.35或1.5T的场强度。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的磁共振成像系统(100),其中,所述磁场梯度系统(110)在所述仿真模式下的性能通过由所述仿真控制参数定义的第一性能限制值来限制,其中,所述第一性能限制值小于由所述缺省控制参数(294)定义的第一性能值,其中,所述第一性能限制值模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的第一参考性能值。
5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的磁共振成像系统(100),其中,所述射频天线系统(114)在所述仿真模式下的性能通过由所述仿真控制参数定义的第二性能限制值来限制,其中,所述第二性能限制值小于由所述缺省控制参数(294)定义的第二性能值,其中,所述第二性能限制值模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的第二参考性能值。

6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的磁共振成像系统(100),其中,所述仿真控制参数包括模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的参考脉冲序列命令的仿真脉冲序列命令。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的磁共振成像系统(100),其中,所述仿真的成像特性的集合还包括以下中的一个或多个:仿真的图像对比度、仿真的图像失真和仿真的化学位移。

8. 根据权利要求7所述的磁共振成像系统(100),其中,当所述仿真的成像特性的集合还包括所述仿真的图像对比度时,所述仿真控制参数包括定义仿真重复时间和仿真回波时间的仿真脉冲序列命令,其中,所述仿真重复时间和所述仿真回波时间中的至少一个被配置为控制所述仿真的磁共振成像数据(270)的所述采集,以调整由所采集的仿真的磁共振成像数据(270)产生的所述仿真的图像对比度,从而模拟根据所述参考成像特性(274)的参考图像对比度。

9. 根据权利要求7所述的磁共振成像系统(100),其中,当所述仿真的成像特性的集合还包括所述仿真的图像对比度时,所述仿真控制参数包括控制所述磁共振成像系统(100)使得所采集的仿真的磁共振成像数据(270)包括T1图和T2图以使用所述T1图和所述T2图的组合来调整由所采集的仿真的磁共振成像数据(270)产生的所述仿真的图像对比度从而模拟根据所述参考成像特性(274)的参考图像对比度的控制参数。

10. 根据权利要求7所述的磁共振成像系统(100),其中,当所述仿真的成像特性的集合还包括所述仿真的图像对比度时,所述仿真控制参数包括控制所述磁共振成像系统(100)使得所采集的仿真的磁共振成像数据(270)提供以下中的一个或多个以调整由所采集的仿真的磁共振成像数据(270)产生的所述仿真的图像对比度从而模拟根据所述参考成像特性(274)的参考图像对比度的控制参数:脂肪抑制和水抑制。

11. 根据权利要求7所述的磁共振成像系统(100),其中,当所述仿真的成像特性的集合还包括所述仿真的图像失真时,所述仿真控制参数包括控制所述磁共振成像系统(100)利用所述仿真的磁共振成像数据(270)采集仿真的磁场映射数据以将所述仿真的磁场映射数据与被分配给所述参考磁共振成像系统的参考磁场映射数据进行比较并且使用所述比较的结果来调整由所采集的仿真的磁共振成像数据(270)产生的所述仿真的图像失真以模拟根据所述参考成像特性(274)的参考图像失真的控制参数,其中,所述磁场映射数据包括以下中的一个或多个:B0场图和B1场图。

12. 根据权利要求7所述的磁共振成像系统(100),其中,当所述仿真的成像特性的集合还包括所述仿真的化学位移时,所述仿真控制参数包括控制磁共振成像系统(100)调整用于采集所述仿真的磁共振成像数据(270)的磁共振系统的仿真带宽从而模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的参考带宽以调整由所采集的仿真的磁共振成像数据(270)产生的所述仿真的化学位移从而模拟根据所述参考成像特性(274)的参考化学位移的控制参数。

13. 根据权利要求1-3中的任一项所述的磁共振成像系统(100),其中,由所述磁共振成像系统(100)的所述主磁体(104)在所述缺省模式下生成的所述主磁场的磁场强度大于被分配给所述参考磁共振成像系统的主磁场的参考磁场强度。

14. 一种计算机程序产品,包括用于由控制磁共振成像系统(100)的处理器(203)运行的机器可执行指令(290),所述磁共振成像系统(100)包括:

主磁体(104),其用于生成所述磁共振成像系统(100)的成像区(108)内的主磁场,

磁场梯度系统(110),其用于生成所述成像区(108)内的空间依赖的梯度磁场,射频天线系统(114),其被配置用于从所述成像区(108)采集磁共振成像数据,存储器(207),其用于存储缺省控制参数(294)的集合、仿真控制参数的集合(292),所述缺省控制参数的集合用于在缺省模式下操作所述磁共振成像系统(100)以采集用于重建具有缺省成像特性的集合的磁共振图像(278)的磁共振成像数据(276),其中,所述缺省成像特性是针对感兴趣解剖结构的诊断成像进行优化的,所述仿真控制参数的集合用于在仿真模式下操作所述磁共振成像系统(100)以采集仿真的磁共振成像数据(270),所述仿真的磁共振成像数据用于重建具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性(274)的集合的仿真的成像特性的集合的仿真的磁共振图像(272),其中,所述仿真的成像特性的集合包括仿真的信噪比,其中,所述参考成像特性(274)不同于所述缺省成像特性,其中,能利用所述磁共振成像系统实现的图像质量高于能利用所述参考磁共振成像系统实现的图像质量,其中,更高的图像质量包括更高的信噪比;

其中,由所述处理器(203)对所述机器可执行指令(290)的运行使所述处理器(203)控制所述磁共振成像系统(100):

接收选择所述仿真模式的选择信号,

从所述缺省模式切换到所述仿真模式,

从所述磁共振成像系统(100)的所述成像区(108)采集所述仿真的磁共振成像数据(270),其中,所述磁共振成像系统(100)在所述仿真模式下使用所述仿真控制参数的集合(292)来进行操作;

其中,所述磁共振成像系统(100)还包括白噪声RF源(117),其中,所述仿真控制参数的集合(292)包括用于在所述仿真的磁共振成像数据(270)的采集期间控制所述白噪声RF源(117)生成白噪声以降低由所采集的仿真的磁共振成像数据(270)产生的所述仿真的信噪比从而模拟根据所述参考成像特性(274)的参考信噪比的控制参数,而所述白噪声RF源(117)在所述缺省模式下被关闭以便增加在所述缺省模式下采集的所述磁共振成像数据(276)的信噪比。

具有仿真模式的磁共振成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像的领域。

背景技术

[0002] 由磁共振成像 (MRI) 系统 (也被称为MRI扫描器) 使用大的静态磁场来对准原子的核自旋,作为产生患者体内的图像的流程的部分。这个大的静态磁场被称为B0场。

[0003] 在MRI扫描期间,由发射器线圈生成的射频 (RF) 脉冲引起对局部磁场的扰动,并且由核自旋发射的RF信号由接收器线圈检测。这些RF信号用于构建MRI图像。这些线圈也能够被称为天线。另外,发射器线圈和接收器线圈也能够被集成到执行两种功能的单个收发器线圈中。应当理解,对术语收发器线圈的使用还指使用单独的发射器线圈和接收器线圈的系统。所发射的RF场被称为B1场。

[0004] MRI扫描器能够构建切片或体积的图像。切片是仅一个体素厚的薄体积。体素是MRI信号在其上被平均化的小体积,并且表示MRI图像的分辨率。体素在本文中也可以被称为像素。

[0005] 对于不同的应用,使用具有不同MRI扫描器的不同MRI系统。不同的硬件特征可以导致不同的图像特性。例如,由不同MRI扫描器生成的静态磁场 (即B0场) 的场强度可以显著不同,导致具有不同成像特性的磁共振图像。商用MRI系统可以例如可获得有在0.2T至7T的范围的B0场。

[0006] US2010/103166A1描述了一种方法和设备,其中,具有各种对比度的MR图像被扫描并且然后用于与扫描的MR图像有关的参数T1、T2和PD中的一些或全部的值被确定。基于扫描的MR图像和所确定的参数值,生成具有一些缺省扫描器设置的初始常规MR对比度图像或备选地更强的非物理MR对比度图像。

[0007] Shoan C.Kale等人的文章“Optimization of the SNR-resolution tradeoff for registration of magnetic resonance images”研究了在给定扫描时间处的SNR与分辨率之间的固有成像权衡以优化用于数字形态测量学的配准。权衡图像根据所采集的金标准MR图像来进行模拟以仿真更短的恒定采集时间但是以SNR、分辨率或两者为代价。来自每个权衡的图像的组朝向产生对识别形态学方面的差异有用的变形场的平均图集被线性地配准。金标准数据也被配准。变形场用来评估每个权衡相对于金标准的配准性能。

[0008] W02012/023098A1描述了在用于采集对象的磁共振图像的磁共振成像扫描中使用的虚拟线圈仿真方法,其中,所述扫描由MR系统使用包括个体发射线圈的集合的物理线圈布置来执行,所述线圈适于向对象发射用于对象的磁共振自旋激励的期望RF发射场,其中,每个线圈与物理发射信道相关联,其中,RF发射场对应于所述线圈中的两个或更多个线圈的虚拟布置,其中,包括虚拟发射信道权重的虚拟发射信道性质被分配给RF发射场,所述虚拟发射信道权重描述被应用于物理线圈以便生成RF发射场所需的相对于虚拟线圈布置的每个个体线圈的虚拟复数RF场幅度。

发明内容

[0009] 本发明在独立权利要求中提供了一种磁共振成像系统、一种计算机程序产品和一种方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0010] 在一个方面中,本发明涉及一种磁共振成像系统。所述磁共振成像系统包括主磁体、磁场梯度系统、射频天线系统,所述主磁体用于生成所述磁共振成像系统的成像区内的主磁场,所述磁场梯度系统用于生成所述成像区内的空间依赖的梯度磁场,所述射频天线系统被配置用于从所述成像区采集磁共振成像数据。

[0011] 所述磁共振成像系统还包括存储器,所述存储器存储机器可执行指令、缺省控制参数的集合和仿真控制参数的集合,所述缺省控制参数的集合用于在缺省模式下操作所述磁共振成像系统以采集用于重建具有缺省成像特性的集合的磁共振图像的磁共振成像数据,所述仿真控制参数的集合用于在仿真模式下操作所述磁共振成像系统以采集仿真的磁共振成像数据,所述仿真的磁共振成像数据用于重建具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性的集合的仿真的成像特性的集合的仿真的磁共振图像。所述参考成像特性不同于所述缺省成像特性。

[0012] 所述磁共振成像系统还包括处理器。由所述处理器对所述机器可执行指令的运行使所述处理器控制所述磁共振成像系统接收选择所述仿真模式的选择信号。所述磁共振成像系统从所述缺省模式切换到所述仿真模式。所述磁共振成像系统在所述仿真模式下使用所述仿真控制参数的集合来进行操作。所述仿真的磁共振成像数据从所述磁共振成像系统的所述成像区采集。

[0013] 实施例可以具有如下有益效果:磁共振成像系统可以是在至少两种模式(即缺省模式和仿真模式)下可操作的。缺省模式可以被优化用于基于由MRI系统提供的硬件特征来获得具有最佳可能的图像质量的MRI图像。这些MRI图像可以例如旨在用于诊断目的。例如,得到的MRI图像的信噪比可以被最大化。相比之下,仿真模式可以被配置为获得具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性的仿真的成像特性的仿真的MRI图像。参考成像特性可以是通过在缺省模式下操作的参考磁共振成像系统采集的MRI图像的特性。参考磁共振成像系统的缺省模式可以被优化用于基于由参考MRI系统提供的硬件特征来获得具有最佳可能的图像质量的参考MRI图像。因此,仿真模式可以不被优化用于基于由MRI系统提供的硬件特征来获得具有最佳可能的图像质量的MRI图像,而是用于获得具有尽可能接近地类似于通过参考磁共振成像系统获得的MRI图像的成像特性的成像特性的MRI图像。

[0014] 参考磁共振成像系统可以例如用来检查和/或调整感兴趣解剖结构的位置。相应的位置可以例如由仿真的磁共振图像定义。定义位置的仿真的磁共振图像的成像特性与由参考磁共振成像系统提供的磁共振图像的(参考)成像特性的高相似性可以减轻通过参考磁共振成像系统的磁共振图像确定的当前位置相对于由仿真的磁共振图像定义的位置的检查和/或调整。仿真的磁共振图像可以被提供给参考磁共振成像系统,例如以便定义要被实现的感兴趣解剖结构的位置。

[0015] 仿真的磁共振图像可以例如被用于模拟辐射递送和/或建立剂量计划。参考磁共振成像系统可以例如被用于定位感兴趣解剖结构以递送所模拟的辐射和/或执行相应的剂量计划。

[0016] 磁共振成像系统可以例如通过像显示器的用户接口提供包括用于选择的不同选

项的菜单。选项可以包括一个或多个缺省模式以及一个或多个仿真模式。缺省模式可以例如针对要被成像的不同类型的感兴趣解剖结构进行优化。根据实施例,仿真模式中的每一种可以例如被分配给不同的参考磁共振成像系统。根据实施例,多种仿真模式可以被分配给同一参考磁共振成像系统的不同模式。例如,相应的参考磁共振成像系统可以被配置为在不同(缺省)模式下并且针对参考磁共振成像系统的那些操作模式中的每一种进行操作,菜单可以提供由仿真控制参数的个体集合定义的个体仿真模式。

[0017] 根据实施例,参考成像特性的集合可以由磁共振成像系统存储在例如存储器中。因此,得到的仿真的成像特性可以被监测,以便检查它们是否准确地模拟预定义的参考成像特性。例如,仿真的成像特性偏离参考成像特性的程度可以被确定。假如偏差在预定义的阈值之下,仿真的磁共振成像数据和/或仿真的磁共振图像的匹配可以被接受为是充分准确的。根据实施例,优化过程可以被执行,以便获得/调整仿真控制参数的集合,以便确保充分准确的匹配。例如,仿真控制参数可以被改变,直至发现导致充分接近期望参考成像特性的仿真的成像特性的仿真控制参数的集合。根据实施例,该优化过程可以例如针对仿真的磁共振数据的测试集合被执行,并且得到的仿真控制参数可以被存储并且用于另外的仿真的磁共振数据的采集。

[0018] 例如,借助于被优化用于采集被用于重建诊断图像的磁共振成像数据的MRI系统实现的图像质量可以经常高于能通过结合辐射系统(像例如辐射递送系统)使用的MRI系统实现的图像质量。在后者情况下,例如可以必须观察到例如可以导致更小主磁场的额外结构约束。

[0019] 根据实施例,MRI系统可以是出于诊断目的而被优化的被配置用于生成具有比参考MRI系统更大的场强度的主磁场的MRI系统。参考MRI系统可以例如是MRI引导的辐射递送系统的一部分。例如,MRI系统可以是用于准备剂量计划的3T MRI系统,而参考MRI系统可以例如MRI引导的LINAC的1.5T MRI系统。当执行准备的剂量计划时,参考MRI系统可以被用于磁共振成像。

[0020] 例如,在利用MRI系统的辐射递送模拟和利用组合的MRI引导的LINAC系统的辐射递送的背景下,可以存在对于由两个系统提供类似图像质量的图像的需要,尽管有例如在操作场强度方面的可能差异。

[0021] 根据实施例,具有硬件规范的第一集合(例如场强度、梯度强度等)的MRI系统被配置为采集仿真的MRI,并且重建具有与根据利用具有与硬件规范的第一集合不同的硬件规范的第二集合的参考MRI系统采集的MRI数据重建的MRI图像的图像性质相匹配的仿真的图像性质的仿真的MRI图像。

[0022] 通常,被用于诊断、处置规划和/或放射治疗模拟的第一MRI系统经常具有与例如结合辐射递送系统(像LINAC)被用于执行使用利用通过第一MRI系统采集的磁共振成像数据重建的MRI图像准备的剂量计划的第二MRI系统不同的硬件规范。因此,规划的MRI图像与为了准备计划的执行和/或在计划的执行期间即时采集的MRI图像之间的配准可以是具有挑战性的。根据实施例,在规划阶段期间,可以重建关于基本成像特性匹配使用在准备中和/或在计划的执行期间即时采集的MRI数据重建的MRI图像的仿真的MRI图像。该方法可以减轻和/或改善图像配准。此外,可以在处置规划阶段、执行的准备期间和/或在计划的执行期间节省时间。

[0023] 考虑例如现代的辐射治疗,这样的程序被分成单独的步骤,包括辐射治疗模拟和规划以及相应的执行。通常,治疗可以利用CT扫描器来模拟。

[0024] 根据实施例,MRI扫描可以被执行,额外地提供相对于CT扫描更好的软组织对比度。备选地,仅MRI模拟可以被部署。然而,CT扫描使用从不同角度获取的多个X射线测量结果的计算机处理的组合,以便产生扫描对象的感兴趣解剖截面的横截面(即断层摄影)图像。仅MRI规划数据采集可以具有如下有益效果:患者在规划期间不被暴露于任何额外的X射线。具体地,假如这样的规划阶段必须被重复执行和/或假如患者是儿童,则对X射线的暴露应当尽可能被最小化。

[0025] 考虑放射治疗利用专用的MRI系统来模拟并且得到的剂量计划利用MRI引导的辐射递送系统(像例如LINAC系统)来执行的背景。在此背景下,基于由两种不同的MRI系统提供的磁共振成像数据的图像质量可能是不等效的,导致例如图像配准中的问题。参考磁共振成像系统可以例如包括可以例如以线性加速器(LINAC)的形式提供的辐射源。备选地,例如⁶⁰Co放射性核素可以被使用。为了改善例如患者位置的核实和位置的调整,MRI引导可以被应用于定位和位置控制。例如,包括具有LINAC结合MRI成像系统的辐射递送系统的MRI引导的LINAC系统可以被使用。

[0026] 具体地,在不同的场强度(像B₀场强度)下操作的扫描器的情况下SNR和对比度方面的差异可以是常见的,因为热平衡磁化和弛豫时间受磁场影响。例如,诊断MRI系统的B₀场强度可以是3T,而由MRI引导的辐射递送系统生成的B₀场强度可以是显著更小的,像例如1.5T或0.35T。更微小的影响可以包括由于归因于具有不同波长的RF场的穿透方面的差异的均匀性变化或简单地由于不同的RF接收器线圈的图像失真。而且,梯度线圈几何形状方面的差异可以例如导致叠影伪影的形状和严重性方面的差异或导致最大可获得视场方面的限制。

[0027] 根据实施例,对所述机器可执行指令的运行还使所述磁共振成像系统在所述仿真模式下使用所采集的仿真的磁共振成像数据来重建仿真的磁共振图像。实施例可以具有如下有益效果:为仿真的磁共振图像提供与通过参考成像系统重建的磁共振图像的那些成像特性等同的成像特性。这可以减轻仿真的磁共振图像与通过参考成像系统重建的磁共振图像的比较。例如,它可以减轻将仿真的磁共振图像与通过参考成像系统重建的磁共振图像进行配准。

[0028] 根据实施例,所述磁场梯度系统在所述仿真模式下的性能通过由所述仿真控制参数定义的第一性能限制值来限制。所述第一性能限制值小于由所述缺省控制参数定义的第一性能值。所述第一性能限制值模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的第一参考性能值。

[0029] 实施例可以具有如下有益效果:磁场梯度系统的性能可以被限制以便模拟参考磁共振成像系统的参考磁场梯度系统的性能。可以仅使得参考磁共振成像系统的参考磁场梯度系统能够实现与在缺省模式下磁共振成像系统的磁场梯度系统有关的受限制性能(即与磁共振成像系统的可用的最佳性能相比)。这种限制可以例如是由于参考MRI系统必须满足的额外约束,例如由于像辐射源的额外硬件部件。

[0030] 根据实施例,所述射频天线系统在所述仿真模式下的性能通过由所述仿真控制参数定义的第二性能限制值来限制。所述第二性能限制值小于由所述缺省控制参数定义的第

二性能值。所述第二性能限制值模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的第二参考性能值。

[0031] 实施例可以具有如下有益效果：射频天线系统的性能可以被限制以便模拟参考磁共振成像系统的参考射频天线系统的性能。可以仅使得参考磁共振成像系统的参考射频天线系统能够实现与在缺省模式下磁共振成像系统的射频天线系统有关的受限制性能（即与磁共振成像系统的可用的最佳性能相比）。这种限制可以例如是由于参考MRI系统必须满足的额外约束，例如由于像辐射源的额外硬件部件。

[0032] 根据实施例，所述仿真的成像特性的集合包括以下中的一个或多个：仿真的信噪比、仿真的图像对比度、仿真的图像失真和仿真的化学位移。实施例可以具有如下有益效果：在仿真模式下使用仿真控制参数的集合进行操作的磁共振成像系统可以提供用于重建模拟使用通过参考成像系统采集的MRI数据重建的MRI图像的信噪比、图像对比度、图像失真和/或化学位移的仿真的磁共振图像的数据。

[0033] 根据实施例，所述磁共振成像系统还包括白噪声RF源。所述仿真控制参数的集合包括用于在所述仿真的磁共振成像数据的采集期间控制所述白噪声RF源生成白噪声以降低由所采集的仿真的磁共振成像数据产生的所述仿真的信噪比从而模拟根据所述参考成像特性的参考信噪比的控制参数。

[0034] 实施例可以具有如下有益效果：使用所采集的MRI数据重建的仿真的MRI图像的信噪比可以匹配使用通过参考成像系统采集的MRI数据重建的图像的信噪比。在缺省模式下，白噪声RF源可以被关闭，以便增加使用在缺省操作模式下采集的MRI数据重建的图像的信噪比。因此，在缺省模式下获得的信噪比可以高于在仿真模式下可获得的信噪比。

[0035] 根据实施例，所述仿真控制参数包括模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的参考脉冲序列命令的仿真脉冲序列命令。实施例可以具有如下有益效果：在仿真模式脉冲序列命令下，可以使用模拟通过参考磁共振成像系统采集的脉冲序列命令的参考脉冲序列命令。这些仿真模式脉冲序列命令可以不同于由缺省控制参数包括并且在缺省模式下使用的脉冲序列命令。

[0036] 根据实施例，所述仿真控制参数包括定义仿真重复时间和仿真回波时间的仿真脉冲序列命令。所述仿真重复时间和所述仿真回波时间中的至少一个被配置为控制所述仿真的磁共振成像数据的所述采集，以调整由所采集的仿真的磁共振成像数据产生的所述仿真的图像对比度，从而模拟根据所述参考成像特性的参考图像对比度。

[0037] 实施例可以具有如下有益效果：通过使用合适的仿真重复时间和/或仿真回波时间，可以采集仿真的磁共振成像数据，其允许重建具有匹配被分配给参考成像系统的预定义参考图像对比度的仿真的图像对比度的仿真的磁共振图像。

[0038] 在MRI中，每种组织类型在通过T1（即自旋-晶格）和T2（即自旋-自旋）弛豫的独立过程的激励之后返回到其平衡状态。为了生成T1加权的图像，即突出T1弛豫占主要地位的组织类型的图像，允许磁化在通过合适地控制重复时间（TR）在测量MRI信号之前恢复。为了生成T2加权的图像，允许磁化在通过合适地控制回波时间（TE）在测量MRI信号之前衰退。因此，通过控制被用于数据采集的重复时间和回波时间，可以控制得到的图像的对比度。通过合适地控制TR和TE，到达具有不同弛豫行为的任何两种组织类型之间的期望对比度（即参考磁共振成像系统的预定义参考图像对比度）可以是可能的。假如参考图像对比度是T1或

T2加权的,则相应的图像对比度可以通过调整用于仿真的磁共振数据的采集的主要参数(即TR或TE)而被有效地模拟。

[0039] 根据实施例,所述仿真控制参数包括控制所述磁共振成像系统使得所采集的仿真的磁共振成像数据包括T1图和T2图以使用所述T1图和所述T2图的组合调整由所采集的仿真的磁共振成像数据产生的所述仿真的图像对比度从而模拟根据所述参考成像特性的所述参考图像对比度的控制参数。

[0040] 实施例可以具有如下有益效果:通过采集包括T1图以及T2图的仿真的磁共振数据,使用T1图和T2图的合适组合到达具有不同弛豫行为的任何两种组织类型之间的任何期望对比度可以是可能的。T1图和T2图的组合可以例如是线性或非线性组合。

[0041] 根据实施例,所述仿真控制参数包括控制所述磁共振成像系统使得所采集的仿真的磁共振成像数据提供以下中的一个或多个以调整由所采集的仿真的磁共振成像数据产生的所述仿真的图像对比度从而模拟根据所述参考成像特性的所述参考图像对比度的控制参数:脂肪抑制和水抑制。

[0042] 实施例可以具有如下有益效果:使用脂肪抑制和/或水抑制,独立地减少脂肪信号可以是可能的。因此,脂肪诱导的信号对仿真的图像对比度的任何期望贡献可以被模拟。在上面,已经描述了如何到达具有控制T1和T2贡献的不同弛豫行为的选定对组织类型之间的期望对比度。如果这两种组织类型中没有一种是脂肪,则例如通过具有小于 90° 的合适翻转角的FatSat脉冲或通过旨在仅部分脂肪抑制的经修改的Dixon重建来独立地将脂肪诱导的信号减少任意量可以额外地是可能的。另一方面,可以通过使用例如相同的前面提到的技术应用水抑制而相比于其他组织类型增加脂肪诱导的信号。因此,通过组合T1图和T2图的线性组合与脂肪诱导的信号独立调整,仿真任何三种组织类型(其中这些中的仅一种是脂肪)的对比度同时其余两种组织类型显示不同弛豫行为可以是可能的。

[0043] 例如,第一磁共振成像数据可以包括使用Dixon方法(像例如单点或多点Dixon方法)采集的单独的脂肪MRI数据和水MRI数据。使用那些单独的脂肪MRI数据和水MRI数据的组合,例如以单独的脂肪图像和水图像的形式,脂肪诱导的信号的任何贡献可以通过相应的两个单独数据集的组合来仿真。

[0044] 根据实施例,所述仿真控制参数包括控制所述磁共振成像系统利用所述仿真的磁共振成像数据采集仿真的磁场映射数据以将所述仿真的磁场映射数据与被分配给所述参考磁共振成像系统的参考磁场映射数据进行比较并且使用所述比较的结果来调整由所采集的仿真的磁共振成像数据产生的所述仿真的图像失真以模拟根据所述参考成像特性的参考图像失真的控制参数。所述磁场映射数据包括以下中的一个或多个:B0场图和B1场图。

[0045] 实施例可以具有如下有益效果:使用B0场图和/或B1场图,磁场不均匀性和其对使用利用相应的B0和B1场采集的仿真的磁共振数据重建的仿真的磁共振图像的仿真的图像失真的影响可以被确定。因此,仿真的磁共振数据或得到的仿真的磁共振图像可以被调整,使得它们类似于对应于参考磁共振成像系统的参考B0和/或B1场图而非对应于磁共振成像系统的实际B0和/或B1场图的图像失真。相应的参考B0和/或B1场图可以例如针对参考磁共振成像系统采集,并且被提供到磁共振成像系统,例如作为参考成像特性的部分。换言之,仿真的磁共振数据或得到的仿真的磁共振图像可以被调整,使得它们类似于源于被分配给参考成像系统的预定义磁场不均匀性的效果。

[0046] MRI图像的图像失真(即几何形状和/或强度的失真)可以由被用于采集磁共振数据的磁场的均匀性的缺乏引起。几何形状失真的来源是例如梯度场非理想性。均匀性指的是磁共振成像系统的成像区中的磁场的一致性。磁场均匀性可以以一定直径的球形体积(DSV)内的百万分率(ppm)的方式来测量。不均匀性指的是相应磁场的均匀性的缺乏的程度,例如相应的磁场的局部值相距相应场的平均值的分数偏差。

[0047] 当设计并制造MRI系统时的总体目标是实现尽可能均匀的磁场,尤其是在扫描器的核心处。然而,即使具有理想的磁体,一些固有的不均匀性可以总是依然存在,而额外的不均匀性可以由被定位在磁场中并且从其采集磁共振成像数据的对象的磁化率引起。几何形状失真指的是像素位置的移位。强度失真指的是可以在确定不同组织时引起问题并且降低最大可实现图像分辨率的像素/梯度的强度或亮度的不期望变化。

[0048] 这样的不均匀性影响可以通过使用B0图的后处理来补偿。B0图可以用来调整仿真的图像失真并且匹配参考图像失真。B0图可以例如通过低分辨率粗校准参考扫描来采集。此外,仿真参考系统的图像失真或甚至这些失真的了解可以具有如下有益效果:用户可以能够观察患者对于已经在仿真模式的使用期间(例如在将患者送到MRI引导的LINAC之前的放射治疗模拟期间)的参考MRI系统的(最佳)成像体积是否过大。有用的成像FOV可以在不同的MRI系统之间是完全不同的,特别是在专用的MRI系统与MRI引导的医学系统(例如像MRI引导的LINAC)之间。

[0049] 取决于可以导致这些区域中的减少的信号或改变的对比度的空间位置,B1场(即由射频线圈产生的磁场)的空间不均匀性可以例如引起翻转角偏差。因为RF功率由于组织的变化的介电常数和导电率(即介电效应)以及组织中的驻波而跨对象被不同地吸收,所以这种B1不均匀性可以例如出现。

[0050] 使用例如被放置在对象附近或上的多个线圈(例如以配合并行成像的相控阵列线圈的形式)可以实现更高的SNR,而且可以同时导致信号的不一致性。线圈的穿透的深度与其直径成反比。对于小线圈,这可以导致较浅地出现在对象中的信号的增强,同时较深地出现在对象中的信号被衰减。

[0051] 对于多信道并行成像,使用通过线圈灵敏度校准预扫描采集的线圈灵敏度图对不一致的接收器线圈轮廓进行校正可以是可能的。存在已知用于基于预扫描来执行这样的校正的不同方法,像例如PURE(“相控阵列一致性增强”)、预扫描标准化、CLEAR(“对比度水平表现”)或NATURAL(“自然一致性实现算法”)。

[0052] 由于由接收器线圈几何形状引起的B1磁场的不一致性(即由于接收的不一致性)引起的失真可以例如使用CLEAR重建技术来降低。此外,由于发射线圈几何形状的不一致性引起的失真也可以使用CLEAR来降低。由于发射的图像一致性可以通过B1映射来确定。如果B1映射针对磁共振成像系统以及针对参考磁共振成像系统被执行,则CLEAR重建的仿真图像可以在重建中利用这种信息来修正,以去除由于两个MRI系统的发射的不一致性或将MRI系统的不一致性设置为对应于参考MRI系统的不一致性。具体地,可以例如使用CLEAR来调整仿真的磁共振数据的图像失真,以生成匹配参考MRI系统的磁共振图像的图像失真的仿真的图像失真。

[0053] B1图可以因此由MRI系统用来调整仿真的图像失真并且匹配参考图像失真。B1图可以例如通过低分辨率粗校准参考扫描来采集。

[0054] 根据实施例,所述仿真控制参数包括控制磁共振成像系统调整用于采集所述仿真的磁共振成像数据的所述磁共振系统的仿真带宽从而模拟被分配给所述参考磁共振成像系统的参考带宽以调整由所采集的仿真的磁共振成像数据产生的所述仿真的化学位移从而模拟根据所述参考成像特性的参考化学位移的控制参数。

[0055] 实施例可以具有如下有益效果:用于采集仿真的磁共振数据的信号带宽可以被控制以匹配被分配给参考磁共振成像系统的预定义化学位移和预定义图像失真。

[0056] 例如,窄接收带宽通过跨MRI图像分配更少量的频率而增强水脂肪位移,即导致由于水/脂肪谱分离的像素位移的频率带宽。由于水脂肪位移的量与主磁场成比例,所以这种影响对更高场强度显著得多。在1.5T处,水和脂肪进动分开220Hz,这导致比在更低场MRI中更高的位移。

[0057] 化学位移指的是由于原子核的不同分子环境的共振频率的小变化。特定原子核的共振频率不是通过外部施加的磁场的强度而是通过得到的由原子核在原子水平下经历的局部场来确定的。患者内的所有¹H原子核因此不会精确地在相同频率处共振。被称为化学位移的共振频率方面的差异依据它们存在于的分子的化学性质而存在。

[0058] 假如系统频率被设置为第一化学分量的共振频率,由于化学位移而来自具有更低共振频率的第二化学分量的信号可以看上去由位于场的更低部分中的另一体素处的第一化学分量产生。当图像强度被分配在重建的MRI图像中时,第二分量的位置因此可能朝向读出梯度场的更低部分被空间地错误映射。这种错误映射的结果可以是化学位移伪影,例如以白亮或暗带的形式。

[0059] 化学位移伪影的尺寸取决于接收器带宽和频率编码的矩阵的尺寸。减小每个像素的带宽增强化学位移伪影,而增加每个像素的带宽减轻伪影。

[0060] 在本文中,带宽(BW)指的是通过射频天线系统从成像区接收磁共振成像数据中所涉及的频率的范围。使用空间变化的梯度的频率编码导致精确频率沿着梯度的变化。因此,共振可以改变,其中,变化的范围被称为总带宽,即总接收器BW。总接收器BW可以一般在从大约5kHz至100kHz的范围内变动。用于接收器BW的典型值可以例如是50kHz。

[0061] 根据实施例,由所述磁共振成像系统的所述主磁体在所述缺省模式下生成的所述主磁场的磁场强度大于被分配给所述参考磁共振成像系统的主磁场的参考磁场强度。实施例可以具有如下有益效果:通过在仿真模式下操作磁共振成像系统,可以采集仿真的磁共振数据,并且可以重建匹配被分配给具有主磁场的更小磁场强度的参考磁共振成像系统的预定义成像特性的仿真的磁共振图像。因此,更小磁场强度的效果可以被有效地模拟。第一磁场强度可以例如是3T,而磁场强度可以例如是1.5T或甚至小至0.35T。

[0062] 实施例涉及在医学部门(即诊断部门)中使用的MRI系统。参考磁共振成像系统例如可以包括被配置用于将以下中的一个应用于位于成像区内的目标的辐射源:X射线和伽玛射线。辐射源可以例如由LINAC或⁶⁰Co放射性核素提供。因此,参考磁共振成像系统可以是在放射治疗部门中使用的包括辐射递送系统的MRI系统。

[0063] 根据实施例,此外,后处理滤波操作可以被应用于仿真的磁共振成像数据,以进一步改善参考成像特性的模拟。后处理滤波可以包括将噪声添加到所采集的仿真的磁共振成像数据,以便(进一步)降低仿真的信噪比并且匹配更低的参考信噪比。根据实施例,SNR可以例如通过在重建中将高斯噪声添加到图像数据而被人工地降低。根据另外的实施例,可

以使用信号平均(即通过在针对完全相同的采样点采集的多个仿真的磁共振成像数据内进行平均)来改善SNR以匹配更高的参考信噪比。

[0064] 根据实施例,所采集的仿真的磁共振成像数据和/或重建的仿真的磁共振图像可以被提供到参考成像系统。重建的仿真的磁共振图像可以被设计为与使用通过参考磁共振成像系统采集的磁共振数据重建的一幅或多幅磁共振图像进行配准。基于配准,相对于使用仿真的磁共振数据定义的参考位置和/或取向的根据通过参考磁共振成像系统采集的磁共振数据的解剖结构的不同位置和/或取向可以被确定。例如,可以确定当前位置和/或取向是否以及如何偏离形成要由辐射递送系统执行的剂量计划的基础的位置和/或取向。

[0065] 仿真的磁共振图像可以例如被用于模拟使用辐射递送系统的辐射递送和/或用于建立剂量计划。参考磁共振成像系统可以例如被用于对准用于执行剂量计划的患者。对准用于执行剂量计划的患者可以被进一步促进,被用于准备剂量计划(即用于去除目标区域和危及器官)的更多磁共振图像匹配通过辐射递送系统采集的磁共振图像。仿真的磁共振图像与通过参考磁共振成像系统获得的磁共振图像之间的比较可以包括确定用于调整用于将辐射剂量应用于由感兴趣解剖结构包括的目标的剂量计划的调整参数。调整参数可以被配置为补偿剂量计划针对其被定义的解剖结构的空间参考位置与如通过参考磁共振成像系统确定的感兴趣解剖结构的当前位置之间的差异。

[0066] 在另一方面中,本发明涉及一种用于控制磁共振成像系统的方法。所述磁共振成像系统包括主磁体、磁场梯度系统、射频天线系统,所述主磁体用于生成所述磁共振成像系统的成像区内的主磁场,所述磁场梯度系统用于生成所述成像区内的空间依赖的梯度磁场,所述射频天线系统被配置用于从所述成像区采集磁共振成像数据。

[0067] 所述磁共振成像系统还包括存储器,所述存储器存储机器可执行指令、缺省控制参数的集合和仿真控制参数的集合,所述缺省控制参数的集合用于在缺省模式下操作所述磁共振成像系统以采集用于重建具有缺省成像特性的集合的磁共振图像的磁共振成像数据,所述仿真控制参数的集合用于在仿真模式下操作所述磁共振成像系统以采集用于重建具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性的集合的仿真的成像特性的集合的仿真的磁共振图像的仿真的磁共振成像数据。所述参考成像特性不同于所述缺省成像特性。

[0068] 所述磁共振成像系统还包括处理器。由所述处理器对所述机器可执行指令的运行使所述处理器执行所述方法。所述方法包括接收选择所述仿真模式的选择信号。所述磁共振成像系统从所述缺省模式被切换到所述仿真模式。所述磁共振成像系统在所述仿真模式下使用所述仿真控制参数的集合来进行操作。所述仿真的磁共振成像数据从所述磁共振成像系统的所述成像区采集。

[0069] 在另一方面中,本发明涉及一种计算机程序产品,包括用于由控制磁共振成像系统的处理器运行的机器可执行指令。所述磁共振成像系统包括主磁体、磁场梯度系统、射频天线系统,所述主磁体用于生成所述磁共振成像系统的成像区内的主磁场,所述磁场梯度系统用于生成所述成像区内的空间依赖的梯度磁场,所述射频天线系统被配置用于从所述成像区采集磁共振成像数据。

[0070] 所述磁共振成像系统还包括存储器,所述存储器用于存储缺省控制参数的集合和仿真控制参数的集合,所述缺省控制参数的集合用于在缺省模式下操作所述磁共振成像系

统以采集用于重建具有缺省成像特性的集合的磁共振图像的磁共振成像数据,所述仿真控制参数的集合用于在仿真模式下操作所述磁共振成像系统以采集仿真的磁共振成像数据,所述仿真的磁共振成像数据用于重建具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性的集合的仿真的成像特性的集合的仿真的磁共振图像。所述参考成像特性不同于所述缺省成像特性。

[0071] 由所述处理器对所述机器可执行指令的运行使所述处理器执行所述方法。所述方法包括接收选择所述仿真模式的选择信号。所述磁共振成像系统从所述缺省模式被切换到所述仿真模式。所述磁共振成像系统在所述仿真模式下使用所述仿真控制参数的集合来进行操作。所述仿真的磁共振成像数据从所述磁共振成像系统的所述成像区采集。

[0072] 根据实施例,所述计算机程序产品可以还包括缺省控制参数的集合、仿真控制参数的集合和/或被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性的集合。根据实施例,缺省控制参数的集合、仿真控制参数的集合和/或被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性的集合可以被存储在磁共振成像系统的存储器中。

[0073] 前面提到的本发明的实施例可以实现在至少两种不同的模式(即缺省模式和仿真模式)下操作MRI系统。在缺省模式下控制MRI数据采集的缺省控制参数可以尤其基于MRI系统的硬件特征被优化,以便优化得到的MRI图像的成像质量。在仿真模式下控制MRI数据采集的仿真控制参数可以被优化,以便匹配被分配给参考磁共振成像系统的预定义成像特性。

[0074] 应当理解,只要组合的实施例不相互排斥,就可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个。

[0075] 本领域的技术人员将意识到,本发明的各方面可以被实施为装置、方法或计算机程序产品。因此,本发明的各方面可以采用以下形式:完全硬件实施例、完全软件实施例(包括固件、驻留软件、微代码等)或在本文中全部被通称为“电路”、“模块”或“系统”的组合了软件方面和硬件方面的实施例。此外,本发明的各方面可以采用被实施在一个或多个计算机可读介质中的计算机程序产品的形式,所述一个或多个计算机可读介质具有被实施在其上的计算机可执行代码。

[0076] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。本文中使用的“计算机可读存储介质”包括可以存储能由计算设备的处理器运行的指令的任何有形存储介质。计算机可读存储介质可以被称为计算机可读非瞬态存储介质。计算机可读存储介质还可以被称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还能够存储能够由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储媒介的范例包括但不限于:软盘、磁盘驱动器、固态硬盘、闪存存储器、USB 拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩盘(CD)和数字多用盘(DVD),例如,CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语“计算机可读存储介质”还指能够由计算机设备经由网络或通信链路进行存取的各种类型的记录媒介。例如,可以在调制解调器上、在互联网上或在局域网检索数据。可以使用任何适当的介质来传输在计算机可读介质上实施的计算机可执行代码,所述任何适当的介质包括但不限于:无线、有线、光纤线缆、RF等,或前项的任何合适的组合。

[0077] 计算机可读信号介质可以包括例如在基带中或作为载波的部分的、在其中实施计算机可执行代码的传播的数据信号。这种经传播的信号可以采用各种形式中的任何形式，包括但不限于：电磁、光学或其任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是任何这种计算机可读介质：所述计算机可读介质不是计算机可读存储介质并且能够传递、传播或传输用于由指令执行系统、装置或设备使用的程序或与指令执行系统、装置或设备结合使用的程序。

[0078] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是能由处理器直接访问的任何存储器。“计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的另外的范例。计算机存储设备可以是任何非易失性计算机可读存储介质。在一些实施例中，计算机存储设备也可以是计算机存储器或反之亦然。

[0079] 本文中使用的“处理器”包括能够执行程序或机器可执行指令或计算机可执行代码的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应被解读为可能包含多于一个处理器或处理核。处理器例如可以是多核处理器。处理器也可以指在单个计算机系统内的或被分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语“计算设备”也应被解读为可能指多个计算设备的集合或网络，所述多个计算设备中的每个计算设备均包括一个或多个处理器。计算机可执行代码可以由多个处理器来执行，这些处理器可以处于同一计算设备内，或甚至可以被分布在多个计算设备上。

[0080] 计算机可执行代码可以包括使处理器执行本发明的一方面的机器可执行指令或程序。用于执行针对本发明的各方面的操作的计算机可执行代码可以被写成一种或多种编程语言的任何组合，包括面向对象的编程语言（例如，Java、Smalltalk、C++等）和常规的程序编程语言（例如，C编程语言或类似的编程语言），并且被编译成机器可执行指令。在一些实例中，计算机可执行代码可以是高级语言的形式或是预编译的形式，并且可以与解释器联合使用，所述解释器在运行中生成机器可执行指令。

[0081] 计算机可执行代码可以完全在用户的计算机上、部分在用户的计算机上、作为独立软件包、部分在用户的计算机上并且部分在远程计算机上，或完全在远程计算机或服务服务器上执行。在最后一情况中，远程计算机可以通过任何类型的网络连接到用户的计算机，所述网络包括局域网（LAN）或广域网（WAN），或可以（例如通过使用互联网服务提供商的互联网）连接到外部计算机的连接。

[0082] 参考根据本发明的实施例的流程图图示和/或方法、装置（系统）以及计算机程序产品的框图描述了本发明的各方面。应当理解，在适当时能够由计算机可执行代码形式的计算机程序指令来实施流程图、图示和/或框图的框的每个框或部分。还应当理解，当互不排斥时，可以对不同的流程图、图示和/或框图中的框进行组合。可以将这些计算机程序指令提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理装置的处理器以产生机器，使得经由计算机或其他可编程数据处理装置的处理器执行的指令创建用于实施流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的单元。

[0083] 这些计算机程序指令也可以被存储在计算机可读介质中，所述计算机可读介质能够指导计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备来以特定方式起作用，使得被存储在计算机可读介质中的指令产生制品，所述制品包括实施在流程图和/或一个或多个框图框中指定的功能/动作的指令。

[0084] 计算机程序指令也可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上,以使得要在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的一系列操作步骤,从而产生计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程装置上执行的指令提供用于实施在流程图和/或一个或多个框图框中指定的功能/动作的过程。

[0085] 本文中使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互的接口。“用户接口”还可以被称为“人机接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据并且/或从操作者接收信息或数据。用户接口可以使得来自操作者的输入能够被计算机接收,并且可以从计算机向用户提供输出。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。显示器或图形用户接口上对数据或信息的显示是向操作者提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触控板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏手柄、游戏垫、网络摄像头、头戴式设备、脚踏板、有线手套、遥控器以及加速度计来接收数据是使得能够从操作者接收信息或数据的用户接口部件的全部范例。

[0086] 本文中使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的处理器能够与外部计算设备和/或装置交互并且/或控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算设备和/或装置发送控制信号或指令。硬件接口还可以使得处理器能够与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括但不限于:通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0087] 本文中使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、听觉和或触觉的数据。显示器的范例包括,但不限于:计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子显示面板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪以及头戴式显示器。

[0088] 磁共振(MR)数据在本文中被定义为是在磁共振成像扫描期间使用磁共振装置的天线所记录的通过核自旋发射的射频信号的测量结果。磁共振成像(MRI)图像或MR图像在本文中被定义为是在磁共振成像数据内包含的解剖数据所重建的二维可视化或三维可视化。这种可视化能够使用计算机来执行。

附图说明

[0089] 在下文中,将仅通过范例的方式并且参考附图来描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0090] 图1示出了磁共振成像系统的范例;

[0091] 图2示出了图1的磁共振成像系统的计算机的范例;

[0092] 图3图示了控制图1的磁共振成像系统的示范性方法;以及

[0093] 图4图示了控制图1的磁共振成像处理系统的示范性方法。

[0094] 附图标记列表

[0095] 100 磁共振成像系统

- [0096] 104 磁体
- [0097] 106 磁体的膛
- [0098] 108 成像区
- [0099] 109 感兴趣区域
- [0100] 110 磁场梯度线圈
- [0101] 112 磁场梯度线圈电源
- [0102] 114 射频线圈
- [0103] 116 收发器
- [0104] 117白噪声RF生成器
- [0105] 118 对象
- [0106] 120 对象支撑物
- [0107] 124 计算机
- [0108] 203 处理器
- [0109] 207 存储器
- [0110] 208 电源
- [0111] 209 总线
- [0112] 225 显示器
- [0113] 229 用户接口
- [0114] 254 硬件接口
- [0115] 260 存储设备
- [0116] 270 仿真的磁共振成像数据
- [0117] 272 仿真的磁共振图像
- [0118] 274 参考成像特性的集合
- [0119] 276 磁共振成像数据
- [0120] 278 磁共振图像
- [0121] 290 控制模块
- [0122] 292 仿真控制参数的集合
- [0123] 294 缺省控制参数的集合
- [0124] 296 后处理滤波模块

具体实施方式

[0125] 在这些附图中,相同附图标记的元件是等效的元件或执行相同的功能。如果功能等效,则在后面的附图中不必讨论先前已经讨论过的元件。

[0126] 图1示出了用于采集仿真的磁共振成像数据的磁共振成像系统100的范例。磁共振成像系统100可以被配置为在用于采集磁共振成像数据的缺省模式下以及在用于采集仿真的磁共振成像数据的仿真模式下进行操作。磁共振成像系统100包括磁体104。磁体104是超导圆柱型磁体,其具有穿过它的膛106。也可以使用不同类型的磁体。例如,也可以使用分裂式圆柱型磁体和所谓的开放式磁体。分裂式圆柱型磁体类似于标准的圆柱型磁体,但是低温恒温器被分成两个部分以允许进入通过磁体的等中心的轴向平面,这种磁体可以例如与

带电粒子射束治疗结合使用。开放式磁体具有两个磁体部分,一个在另一个之上,其间具有足够大的空间以容纳对象:两个部分的区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体很受欢迎,因为对象受限制较少。在圆柱型磁体的低温恒温器内部有一组超导线圈。在圆柱型磁体104的膛106内有成像区108,其中磁场足够强且足够均匀以执行磁共振成像。示出了成像区108内的感兴趣区域109。磁共振数据通常针对感兴趣区域来采集。对象118被示为由对象支撑物120支撑,使得对象118的至少部分处于成像区108和感兴趣区域109内。

[0127] 在磁体的膛106内还有一组磁场梯度线圈110,该组磁场梯度线圈用于采集磁共振数据以对磁体104的成像区108内的磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈110连接到磁场梯度线圈电源112。磁场梯度线圈110旨在是代表性的。通常,磁场梯度线圈110包含三组独立的线圈,这三组独立的线圈用于在三个正交空间方向上进行空间编码。磁场梯度电源向磁场梯度线圈提供电流。提供给磁场梯度线圈110的电流作为时间的函数而被控制并且可以是斜坡变化的或脉冲变化的。

[0128] 与成像区108相邻的是射频线圈114,射频线圈用于操纵成像区108内的磁自旋的取向并且用于接收也来自成像区108内的自旋的射频发射。射频天线可以包含多个线圈元件。射频天线也可以被称为通道或天线。射频线圈114连接到射频收发器116。射频线圈114和射频收发器116可以由单独的发射线圈和接收线圈以及单独的发射器和接收器来替换。应当理解,射频线圈114和射频收发器116是代表性的。射频线圈114还旨在表示专用发射天线和专用接收天线。同样地,收发器116还可以表示单独的发射器和单独的接收器。射频线圈114还可以具有多个接收/发射元件,并且射频收发器116可以具有多个接收/发射通道。例如,如果执行诸如SENSE之类的并行成像技术,则射频线圈114将具有多个线圈元件。

[0129] 磁共振成像系统100此外包括用于生成白噪声的白噪声RF生成器117。当在仿真模式下激活白噪声RF生成器117时,白噪声被生成,增加系统的噪声并且因此降低仿真的磁共振成像数据的SNR。根据实施例,白噪声RF生成器117可以在缺省模式期间被停用。

[0130] 收发器116、梯度控制器112和白噪声RF生成器117被示为被连接到磁共振成像系统100的计算机124。在图2中更详细地示出了计算机124的范例。

[0131] 图2示出了由图1的磁共振成像系统100包括的计算机124的范例。计算机124包括处理器203、存储器207,其均能够与磁共振成像系统100的一个或多个部件(像例如收发器116、梯度控制器112和白噪声RF生成器117)通信。例如,磁共振成像系统100的部件被耦合到双向系统总线209。

[0132] 应认识到,本文中描述的方法至少部分是非交互式的,并且通过计算机化系统来自动化。例如,这些方法能够进一步以软件(包括固件)、硬件或其组合方式来实施。在示范性实施例中,本文中描述的方法作为可执行程序以软件方式来实施。计算机124可以是专用或通用数字计算机,诸如个人计算机、工作站、小型计算机或大型计算机。

[0133] 处理器203是用于执行软件(特别是被存储在存储器207中的软件)的硬件设备。处理器203可以是任何定制的或商业上可获得的处理器、中央处理单元(CPU)、与计算机124相关联的若干处理器之中的辅助处理器、基于半导体的微处理器(以微芯片或芯片组的形式)、宏处理器、或一般用于执行软件指令的任何设备。处理器203可以控制磁共振成像系统100(即由磁共振成像系统100包括的例如经由硬件接口254将处理器203操作性地连接到的部件)的操作。

[0134] 存储器207可以包括易失性存储器元件(例如,随机存取存储器(RAM,诸如DRAM、SRAM、SDRAM等))和非易失性存储器元件(例如,ROM,可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM))中的任何一个或组合。注意,存储器207可以具有分布式架构,其中各种部件彼此远离地定位,但是可由处理器203访问。存储器207可以存储机器可读指令,例如以用于控制MRI系统100的控制模块290的形式。

[0135] 计算机124可以还包括显示设备225,显示设备例如在用户接口229上显示字符和图像等。显示设备225可以例如是触摸屏显示设备。

[0136] 计算机124可以还包括用于为计算机124供电的电源208。电源208例如可以是电池或外部电源(诸如由标准AC插座供应的电力)。

[0137] 硬件接口254与MRI系统的其他部件之间的连接可以例如包括BUS以太网连接、WAN连接、互联网连接等。

[0138] 处理器203可以适于使用MRI系统100以兼容的数字形式采集磁共振成像数据,使得这种磁共振成像数据可以被处理,并且根据所接收的MRI数据重建的磁共振图像可以被显示在显示设备225上。此外,可以以兼容的数字形式从MRI系统100的其他部件接收额外信息,使得它可以被显示在显示设备225上。这种额外信息可以包括操作参数、警报通知、以及与MRI系统100的使用、操作和功能有关的其他信息。

[0139] 存储设备260被示为包含已经通过在仿真模式下操作的磁共振成像系统100采集的仿真的磁共振成像数据270。仿真的磁共振图像272根据仿真的磁共振成像数据270来重建,仿真的磁共振成像数据具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性274的集合的仿真的成像特性的集合。仿真的磁共振图像272可以例如被用于辐射递送模拟和/或建立剂量计划。磁共振图像272的这种使用可以例如由磁共振成像系统100或由磁共振图像272被发送的额外磁共振成像数据处理系统执行。额外地或备选地,仿真的磁共振图像272可以例如被发送给参考磁共振成像系统。仿真的成像特性的集合包括以下中的一个或多个:仿真的信噪比、仿真的图像对比度、仿真的图像失真和仿真的化学位移。存储设备260被示为还包含通过在缺省模式下操作的磁共振成像系统100采集的另外的磁共振成像数据276。另外的磁共振图像278根据在缺省模式下采集的具有缺省成像特性的集合的磁共振成像数据276来重建。参考成像特性274不同于缺省成像特性。

[0140] 存储器207被示为包含具有机器可执行指令的控制模块290,机器可执行指令当由处理器203运行时用于控制磁共振成像系统100。存储器207还被示为包含用于在仿真模式下操作磁共振成像系统100以采集仿真的磁共振成像数据270并且重建仿真的磁共振图像272的仿真控制参数的集合292。在仿真模式下,磁共振成像系统100由控制模块290使用仿真控制参数的集合292来进行操作。存储器207还被示为包含用于在在缺省模式下操作磁共振成像系统100以采集磁共振成像数据276并且重建磁共振图像278的缺省控制参数294的集合。在缺省模式下,磁共振成像系统100由控制模块290使用缺省控制参数294的集合来进行操作。

[0141] 根据实施例,存储器此外可以包括用于进一步使用所采集的仿真的磁共振成像数据270的后处理来将仿真的磁共振图像272的仿真的成像特性与参考成像特性274的集合匹配的后处理滤波模块296。

[0142] 计算机124和MRI系统100可以或可以不是一体部件。换言之,计算机124可以或可

以不在MRI系统100外部。MRI系统100可以包括由处理器203控制以便配置MRI系统100的部件。MRI系统100的配置可以实现相应MRI系统的操作,即采集磁共振成像数据。MRI系统100的操作可以例如是自动的。MRI系统100可以被配置为响应于由处理器203运行的磁共振成像数据采集指令而向计算机124提供输出数据,诸如仿真的磁共振成像数据270或磁共振成像数据276。

[0143] 图3示出了图示控制图1的磁共振成像系统100的示范性方法的流程图。在步骤300中,磁共振成像系统接收选择仿真模式的选择信号。例如,菜单可以被提供在用户接口的显示器上,使得用户能够在缺省模式与仿真之间进行选择。在步骤302中,磁共振成像系统从缺省模式被切换到仿真模式。在仿真模式下,磁共振成像系统使用仿真控制参数的集合来进行操作。在步骤304中,使用仿真控制参数从磁共振成像系统的成像区采集仿真的磁共振成像数据。在步骤306中,仿真的磁共振图像使用在步骤304中采集的仿真的磁共振成像数据来重建。在步骤308中重建的仿真的磁共振图像具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性的集合的仿真的成像特性的集合。参考成像特性不同于根据通过磁共振成像系统在缺省模式下采集的磁共振成像数据重建的磁共振图像的缺省成像特性。在缺省模式下,磁共振成像系统使用缺省控制参数的集合而非仿真控制参数来进行操作。仿真的成像特性的集合可以包括以下中的一个或多个:仿真的信噪比、仿真的图像对比度、仿真的图像失真和仿真的化学位移。在步骤308中,在步骤306中重建的仿真的磁共振图像例如被提供到参考磁共振成像系统,以便与根据通过参考磁共振成像系统采集的磁共振数据重建的磁共振图像进行比较。

[0144] 图4示出了图示控制图1的磁共振成像系统100的又一示范性方法的流程图。步骤400至404和408至410对应于图3的步骤300至308。此外,图4的方法包括步骤406。在步骤406中,后处理滤波操作被应用于在步骤404中采集的仿真的磁共振成像数据。通过后处理,仿真的磁共振成像数据可以被调整以导致具有更准确地匹配使用由磁共振成像系统采集的磁共振数据重建的磁共振图像的预定义参考成像特性的仿真的成像特性的仿真的磁共振图像。

[0145] 本发明的其他实施例和方面包括:

[0146] 2、根据权利要求1所述的磁共振成像系统(100),其中,对所述机器可执行指令(290)的运行还使所述磁共振成像系统(100)在所述仿真模式下使用所采集的仿真的磁共振成像数据(270)来重建仿真的磁共振图像(272)。

[0147] 14、一种控制磁共振成像系统(100)的方法,所述磁共振成像系统(100)包括:

[0148] 主磁体(104),其用于生成所述磁共振成像系统(100)的成像区(108)内的主磁场,

[0149] 磁场梯度系统(110),其用于生成所述成像区(108)内的空间依赖的梯度磁场,

[0150] 射频天线系统(114),其被配置用于从所述成像区(108)采集磁共振成像数据,

[0151] 存储器(207),其存储机器可执行指令(290),缺省控制参数(294)的集合、仿真控制参数的集合(292),所述缺省控制参数的集合用于在缺省模式下操作所述磁共振成像系统(100)以采集用于重建具有缺省成像特性的集合的磁共振图像(278)的磁共振成像数据(276),所述仿真控制参数的集合用于在仿真模式下操作所述磁共振成像系统(100)以采集仿真的磁共振成像数据(270),所述仿真的磁共振成像数据用于重建具有模拟被分配给参考磁共振成像系统的参考成像特性(274)的集合的仿真的成像特性的集合的仿真的磁共振

图像 (272), 其中, 所述参考成像特性 (274) 不同于所述缺省成像特性,

[0152] 处理器 (203), 其中, 由所述处理器 (203) 对所述机器可执行指令 (290) 的运行使所述处理器 (203) 执行所述方法, 所述方法包括:

[0153] 接收选择所述仿真模式的选择信号,

[0154] 从所述缺省模式切换到所述仿真模式,

[0155] 从所述磁共振成像系统 (100) 的所述成像区 (108) 采集所述仿真的磁共振成像数据 (270), 其中, 所述磁共振成像系统 (100) 在所述仿真模式下使用所述仿真控制参数的集合 (292) 来进行操作。

[0156] 虽然已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明, 但是这样的说明和描述应当被认为是说明性或示范性的而非限制性的; 本发明不限于所公开的实施例。

[0157] 本领域技术人员通过研究附图、说明书以及权利要求书, 在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中, “包括” 一词不排除其他元件或步骤, 并且词语 “一” 或 “一个” 不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中, 但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上, 例如, 与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质, 但是也可以以其他形式分布, 例如, 经由互联网或其他有线或无线的电信系统分布。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

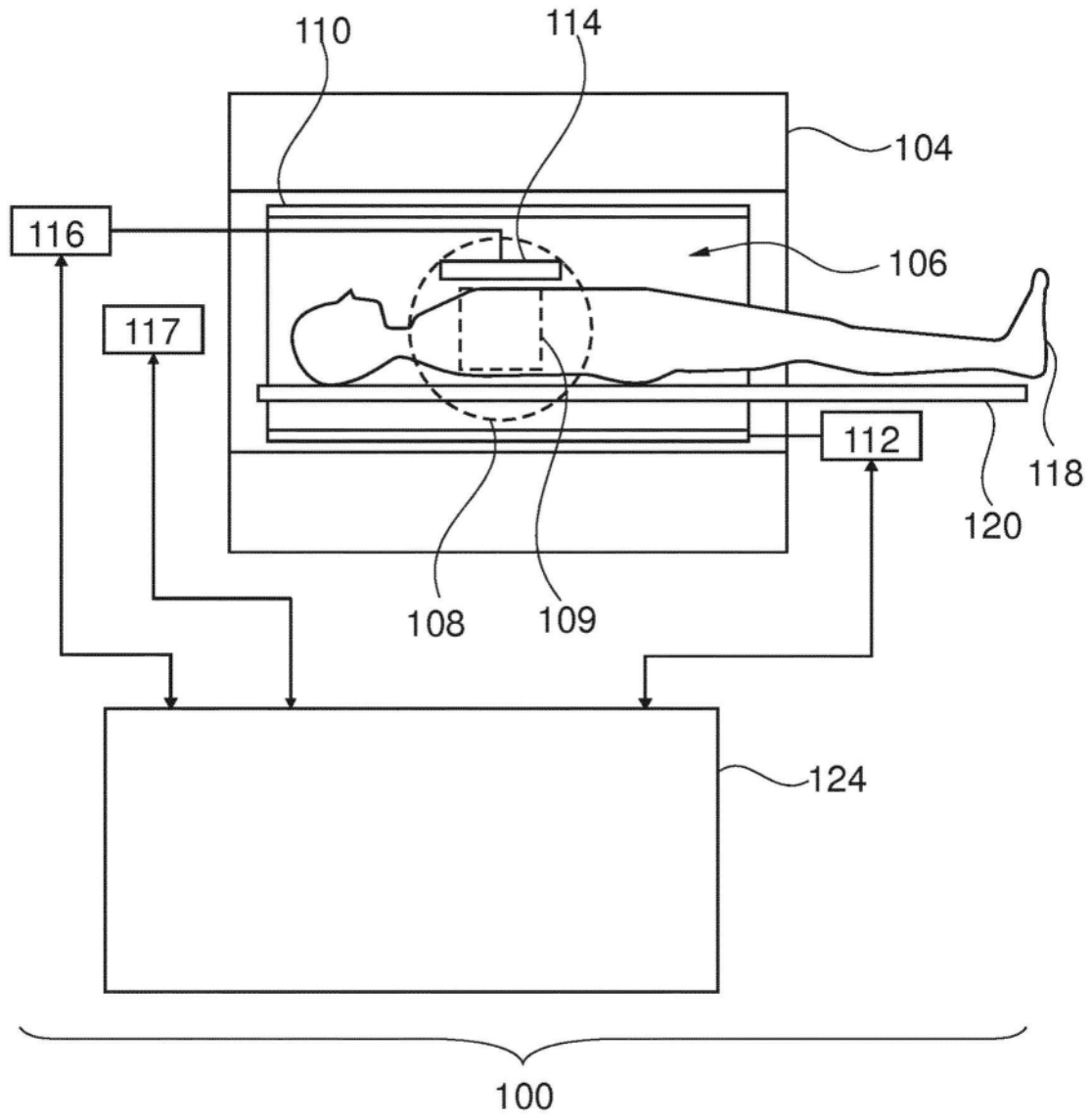


图1

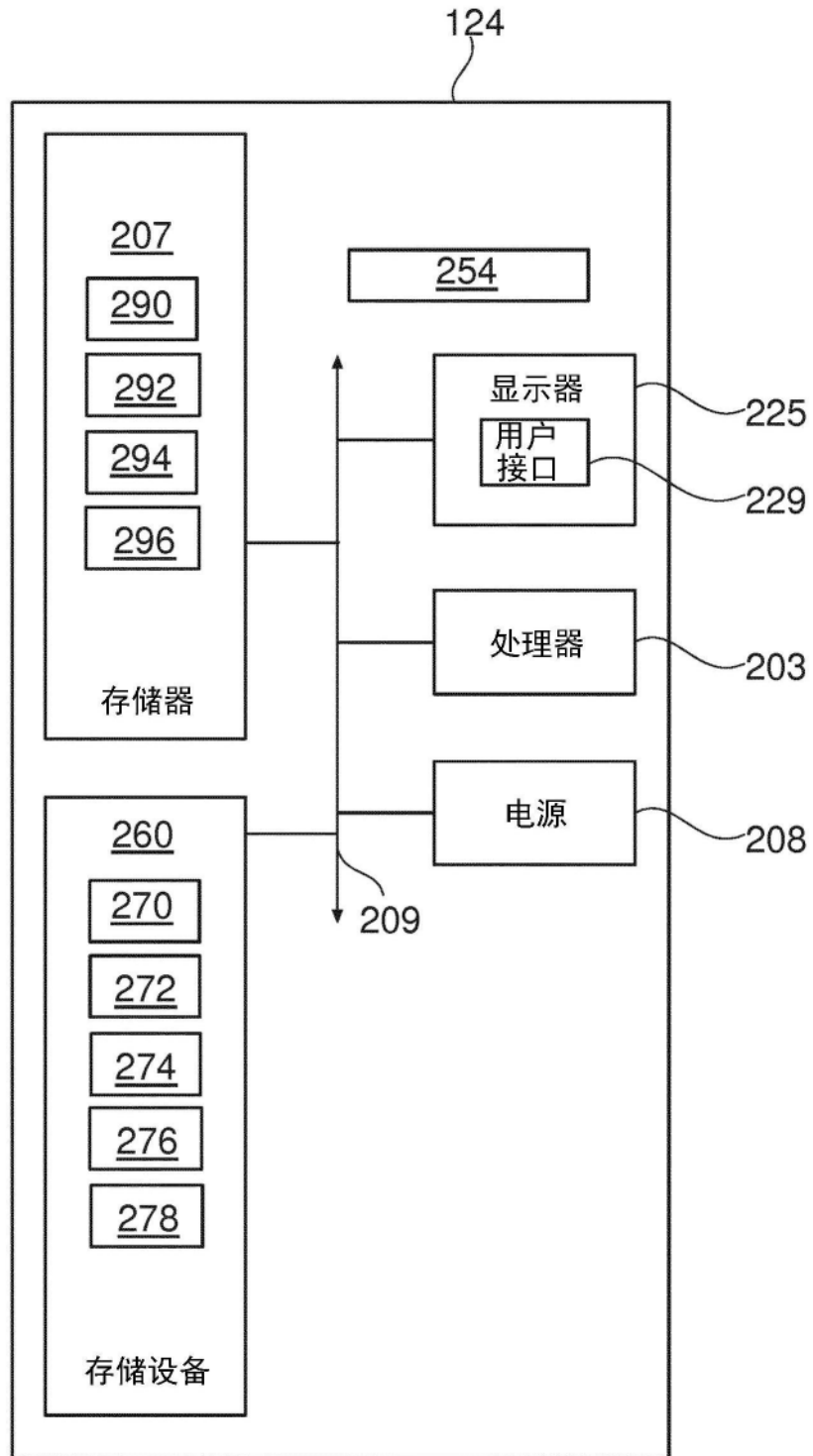


图2

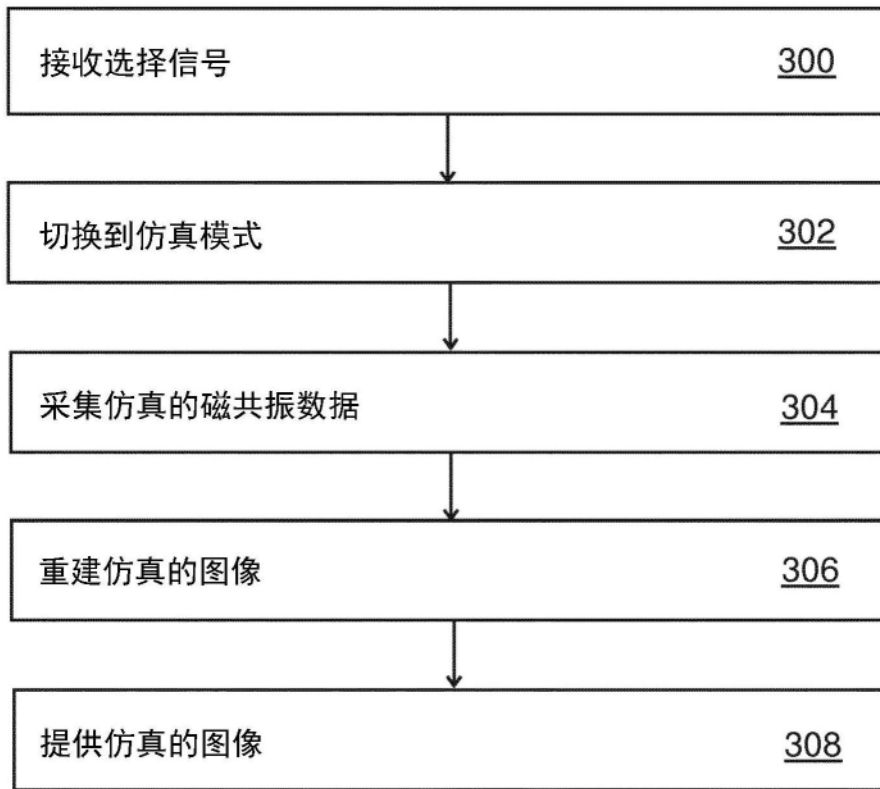


图3

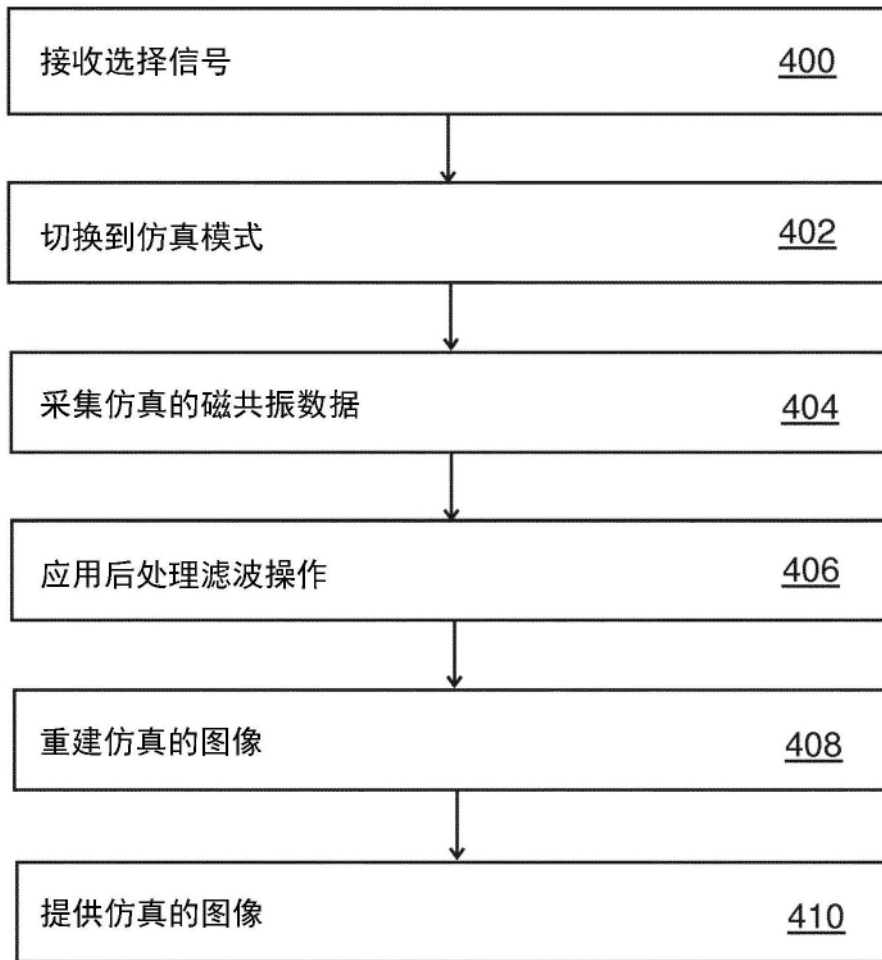


图4