



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111263896 B

(45) 授权公告日 2022. 09. 06

(21) 申请号 201880068610.1

(22) 申请日 2018.08.15

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111263896 A

(43) 申请公布日 2020.06.09

(30) 优先权数据
17187235.1 2017.08.22 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.04.21

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/072078 2018.08.15

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/038147 EN 2019.02.28

(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 J·J·迈内克 T·尼尔森

(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 33/565 (2006.01)
G01R 33/561 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 106597333 A, 2017.04.26
CN 103961097 A, 2014.08.06
CN 103278784 A, 2013.09.04
US 2015115959 A1, 2015.04.30
US 2016334488 A1, 2016.11.17
吴春俐等. 一种改进的磁共振并行成像k空间数据
采集算法.《东北大学学报(自然科学版)》.2011, (第08期),

审查员 候旭

权利要求书3页 说明书15页 附图5页

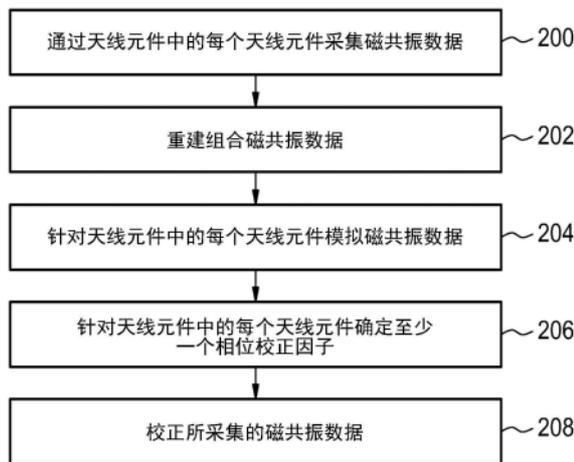
(54) 发明名称

在磁共振成像系统中对相位相关的伪影的数据驱动的校正

(57) 摘要

本发明提供了一种MRI系统(100),所述MRI系统具有用于采集磁共振数据(142)的RF系统。所述RF系统包括天线元件(126)的集合。所述MRI系统(100)还包括用于控制所述MRI系统(100)的处理器。采集磁共振数据。重建组合图像数据(144)。所述重建包括:将所采集的磁共振数据(142)从k空间变换到图像空间,以及组合结果得到的图像数据。针对每个天线元件(126),使用所重建的组合图像数据(144)来模拟磁共振数据(146)。所述模拟包括将所重建的组合图像数据(144)从图像空间变换到k空间。确定相位校正因子。所述确定包括计算所采集的磁共振数据(142)与所模拟的磁共振数据(146)之间的相位差。使用所述相位校正因子来校正所采集的磁共振数据(142)。以此方式,本发明允许校正例如因

诸如呼吸之类的对象运动,因 B_0 非共振等引起的相位误差。



1. 一种磁共振成像系统(100),包括:

主磁体(104),其用于在成像区(108)内生成主磁场,

磁场梯度系统,其用于在所述成像区(108)内生成空间相关的梯度磁场,

射频系统,其包括天线元件(126)的集合,每个天线元件被配置用于从所述成像区(108)采集磁共振数据(142),

存储器(138),其存储机器可执行指令和脉冲序列命令(140),其中,所述脉冲序列命令(140)被配置用于控制所述磁共振成像系统(100)以从所述成像区(108)采集所述磁共振数据(142),

处理器,其用于控制所述磁共振成像系统(100),其中,对所述机器可执行指令的运行令所述处理器控制所述磁共振成像系统(100):

通过所述天线元件(126)中的每个天线元件从所述成像区(108)采集磁共振数据(142),

重建组合图像数据(144),其中,所述重建包括:将所述天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)从k空间变换到图像空间,以及使用相应的天线元件的灵敏度来组合所述天线元件(126)的结果得到的图像数据,

使用所重建的组合图像数据(144)来模拟通过每个天线元件(126)采集的磁共振数据(146),其中,所述模拟包括将所重建的组合图像数据(144)从图像空间变换到k空间,

针对每个天线元件(126),确定针对所述相应的天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)的相位校正因子,其中,所述确定包括计算所述相应的天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)与所模拟的磁共振数据(146)之间的相位差,

使用针对所述相应的天线元件(126)确定的所述相位校正因子来校正每个天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)。

2. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统(100),其中,使用经校正的磁共振数据(148)来迭代地重复对组合图像数据(144)的所述重建、对磁共振数据(146)的所述模拟、对所述相位校正因子的所述确定以及对所采集的磁共振数据(142)的所述校正,以便进一步校正经校正的磁共振数据(148),直到满足预定义终止准则为止。

3. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统(100),其中,每个天线元件(126)从所述成像区(108)采集磁共振数据(142)的多个集合,其中,所述多个集合中的每一个集合是在不同时间采集的,

其中,所述天线元件的所采集的磁共振数据(142)从k空间到图像空间的所述变换包括:

针对每个天线元件(126),对所述相应的天线元件(126)的集合的所采集的磁共振数据(142)随时间进行平均化,并且将结果得到的磁共振数据从k空间变换到图像空间,或者

针对每个天线元件(126),将所述相应的天线元件(126)的集合的所述磁共振数据(142)从k空间变换到图像空间,并且将结果得到的磁共振数据随时间进行平均化。

4. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统(100),其中,针对所采集的磁共振数据(142)包括的k空间中的每个点,确定个体相位校正因子,并且将所述个体相位校正因子用于对针对相应的点采集的磁共振数据的所述校正,

其中,对所述个体相位校正因子的所述确定包括:针对k空间中的点中的每个点,计算

针对所述相应的点采集的磁共振数据与针对所述相应的点模拟的磁共振数据(146)之间的个体相位差。

5. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统(100), 其中, 所述相位校正因子是针对所采集的磁共振数据(142)的子集确定的平均化的相位校正因子并且被用于对所述子集包括的所采集的磁共振数据的所述校正,

其中, 对所述平均化的相位校正因子的所述确定包括通过对在所述子集包括的所采集的磁共振数据与所模拟的磁共振数据(146)之间计算出的相位差进行平均化来计算平均化的相位差。

6. 根据权利要求5所述的磁共振成像系统(100), 其中, 所述子集包括所采集的磁共振数据(142)的第一数据选择结果, 所述第一数据选择结果位于k空间中沿着读出方向的线上, 使得所述平均化的相位差在所述读出方向上被平均化。

7. 根据权利要求5所述的磁共振成像系统(100), 其中, 所述子集包括所述天线元件(126)中的不同的天线元件针对k空间中的相同点采集的所采集的磁共振数据(142)的第二数据选择结果, 使得所述平均化的相位差在天线元件(126)上被平均化。

8. 根据权利要求5所述的磁共振成像系统(100), 其中, 所述子集包括在预定义时间窗口内采集的所采集的磁共振数据(142)的第三数据选择结果, 使得所述平均化的相位差在所述时间窗口上被平均化。

9. 根据权利要求5所述的磁共振成像系统(100), 其中, 加权因子被分配给所述子集包括的所采集的磁共振数据(142)并且被用于计算所述平均化的相位差。

10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的磁共振成像系统(100), 其中, 针对图像空间的每个维度执行所重建的组合图像数据(144)从图像空间到k空间的所述变换。

11. 根据权利要求1至9中的任一项所述的磁共振成像系统(100), 其中, 针对图像空间的除了所述图像空间的被保持未变换的维度的子集之外的每个维度执行所重建的组合图像数据(144)从图像空间到k空间的所述变换, 使得结果得到的模拟的磁共振数据(146)位于包括图像空间的维度的所述子集和一个或多个k空间维度的混合空间中, 并且

其中, 对于对所述相位校正因子的所述确定和对所采集的磁共振数据(142)的所述校正, 针对图像空间的维度的所述子集执行每个天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)从k空间到图像空间的变换, 使得结果得到的经变换的采集的磁共振数据(142)位于所述混合空间中, 并且使用所述经变换的采集的磁共振数据(142)在所述混合空间中执行对所述相位校正因子的所述确定和对所采集的磁共振数据(142)的所述校正。

12. 根据权利要求1-9中的任一项所述的磁共振成像系统(100), 其中, 在k空间中使用交错采样方案来采集所述磁共振数据, 其中, 根据所述交错采样方案, 所采集的磁共振数据(142)包括的来自k空间中的相邻点的磁共振数据不是直接连续采集的。

13. 一种存储机器可执行指令的计算机可读介质, 所述机器可执行指令用于由控制磁共振成像系统(100)的处理器来运行, 其中, 所述磁共振成像系统(100)包括:

主磁体(104), 其用于在成像区(108)内生成主磁场,

磁场梯度系统, 其用于在所述成像区(108)内生成空间相关的梯度磁场,

射频系统, 其包括多个天线元件(126), 每个天线元件被配置用于从所述成像区(108)采集磁共振数据(142);

存储器(138),其用于存储所述机器可执行指令和脉冲序列命令(140),其中,所述脉冲序列命令(140)被配置用于控制所述磁共振成像系统(100)以从所述成像区(108)采集所述磁共振数据(142),

其中,对所述机器可执行指令的运行令所述处理器控制所述磁共振成像系统(100):

通过所述天线元件(126)中的每个天线元件从所述成像区(108)采集磁共振数据(142),

重建组合图像数据(144),其中,所述重建包括:将所述天线元件(126)的所采集的磁共振数据从k空间变换到图像空间,以及使用相应的天线元件的灵敏度来组合所述天线元件(126)的结果得到的图像数据,

使用所重建的组合图像数据(144)来模拟通过每个天线元件(126)采集的磁共振数据(146),其中,所述模拟包括将所重建的组合图像数据(144)从图像空间变换到k空间,

针对每个天线元件(126),确定针对所述相应的天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)的相位校正因子,其中,所述确定包括计算所述相应的天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)与所模拟的磁共振数据(146)之间的相位差,

使用针对所述相应的天线元件(126)确定的所述相位校正因子来校正每个天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)。

14. 一种操作磁共振成像系统(100)的方法,其中,所述磁共振成像系统(100)包括:

主磁体(104),其用于在成像区(108)内生成主磁场,

磁场梯度系统,其用于在所述成像区(108)内生成空间相关的梯度磁场,

射频系统,其包括多个天线元件(126),每个天线元件被配置用于从所述成像区(108)采集磁共振数据(142),

存储器(138),其存储机器可执行指令和脉冲序列命令(140),其中,所述脉冲序列命令(140)被配置用于控制所述磁共振成像系统(100)以从所述成像区(108)采集所述磁共振数据(142),其中,所述方法包括:

通过所述天线元件(126)中的每个天线元件从所述成像区(108)采集磁共振数据(142),

重建组合图像数据(144),其中,所述重建包括:将所述天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)从k空间变换到图像空间,以及使用相应的天线元件的灵敏度来组合所述天线元件(126)的结果得到的图像数据,

使用所重建的组合图像数据(144)来模拟通过每个天线元件(126)采集的磁共振数据(146),其中,所述模拟包括将所重建的组合图像数据(144)从图像空间变换到k空间,

针对每个天线元件(126),确定针对所述相应的天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)的相位校正因子,其中,所述确定包括计算所述相应的天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)与所模拟的磁共振数据(146)之间的相位差,

使用针对所述相应的天线元件(126)确定的所述相位校正因子来校正每个天线元件(126)的所采集的磁共振数据(142)。

在磁共振成像系统中对相位相关的伪影的数据驱动的校正

技术领域

[0001] 本发明涉及在磁共振成像中的相位校正,具体地,本发明涉及用于使用多个天线元件在磁共振成像系统中的相位校正的方法和装置。

背景技术

[0002] 在磁共振成像(MRI)中,因主磁场的时空不均匀性引起的相位变化是一个普遍的问题。图像伪影(例如,因这些波动引起的纹波和强度调制)会大大降低图像质量。

[0003] 这样的不均匀性是例如因对象运动引起的,这是MRI中普遍存在的问题。但是,即使对象完全处于视场内,漂移或波动(无论它们来源于生理(例如,呼吸或心脏运动)还是来源于技术(例如,扫描器的热漂移))会对图像质量产生显著影响。

[0004] 这对于例如具有长TE的梯度回波扫描是非常相关的,在具有长TE的梯度回波扫描中,主磁场(即, B_0 非共振场)的漂移和波动会导致重影和其他伪影。为了校正这些误差,过去已经提出了各种各样的方法,其范围从使用额外的磁共振信号(例如,在外部传感器(例如,呼吸带或相机)上的导航器或导航器回波到涉及在最大程度地降低给定的图像成本函数的同时进行迭代重建的回顾性方法。

发明内容

[0005] 如本领域技术人员将理解的,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完全硬件实施例、完全软件实施例(包括固件、常驻软件、微代码等)或结合软件方面和硬件方面的实施例的形式,这些方面在本文中通常可以被统称为“电路”、“模块”或“系统”。此外,本发明的各方面可以采用计算机程序产品的形式,该计算机程序产品被实施在其上实施有计算机可执行代码的一个或多个计算机可读介质中。

[0006] 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。本文使用的“计算机可读存储介质”涵盖可以存储能由计算设备的处理器执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示例包括但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、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。光盘的示例包括压缩盘(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上检索数据。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、光纤缆线、RF等,或前项的任何合适的组合。

[0007] 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。这样的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这样的任何计算机可读介质: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。

[0008] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的示例。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示例。计算机存储设备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,或者反之亦然。

[0009] 本文使用的“处理器”涵盖能够运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器核。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之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可以在相同的计算设备之内或者甚至可以分布在多个计算设备上的多个处理器来执行。

[0010] 计算机可执行代码可以包括令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,并且可以与解读器联合使用,所述解读器即时生成机器可执行指令。

[0011] 计算机可执行代码可以作为独立软件包完全在用户的计算机上执行,部分在用户的计算机上执行且部分在远程计算机上执行,或者完全在远程计算机或服务器上执行。在后两种场景中,远程计算机可以通过任何类型的网络(包括局域网(LAN)或广域网(WAN))连接到用户的计算机,或者可以(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。

[0012] 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、专用计算机或其它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它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。

[0013] 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。

[0014] 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,以引起要在计算机、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运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。

[0015] 本文使用的“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和/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所述计算机接收,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示例。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、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示例。

[0016] 本文使用的“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/或装置交互和/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。硬件接口的示例包括但不限于: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。

[0017] 本文使用的“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。显示器的示例包括,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。

[0018] 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由磁共振装置的天线所记录的对通过核自旋发射的射频信号的测量结果。MRF磁共振数据是磁共振数据。磁共振数据是医学图像数据的示例。磁共振成像(MRI)图像或MR图像在本文中被定义为是对在磁共振成像数据之内包含的解剖数据所重建的二维可视化或三维可视化。能够使用计算机来执行该可视化。

[0019] 一方面,本发明提供了一种磁共振成像系统。所述MRI系统包括用于在成像区内生成主磁场(即, B_0 非共振场)的主磁体以及用于在所述成像区内生成空间相关的梯度磁场的磁场梯度系统。所述MRI系统包括具有天线元件的集合的射频系统,每个天线元件被配置用于从所述成像区采集磁共振数据。天线元件的所述集合可以例如被提供为包括多个天线元件的磁共振成像线圈(即,“多元件磁共振成像线圈”)的形式。该线圈用作用于执行磁共振成像的接收线圈,即,天线元件可以用作接收线圈元件。

[0020] 所述MRI系统的存储器存储机器可执行指令和脉冲序列命令。所述脉冲序列命令被配置用于控制所述MRI系统以从所述成像区采集所述磁共振数据。例如,脉冲序列命令可以被配置用于控制磁共振成像系统以根据并行成像协议来采集磁共振数据。脉冲序列数据可以例如被提供为可以由处理器运行的命令的形式,或者可以被提供为可以由程序转换成

用于控制磁共振成像系统的命令的时序图或时序信息的形式。此外,提供了一种用于控制磁共振成像系统的处理器。对机器可执行指令的运行令所述处理器控制所述MRI系统以执行以下操作:

[0021] 通过所述天线元件中的每个天线元件从所述成像区采集磁共振数据。所采集的磁共振数据用于重建组合图像数据。所述重建包括:例如使用傅里叶逆变换将所述天线元件的所采集的磁共振数据从k空间变换到图像空间。然后,组合所述天线元件的结果得到的图像数据。

[0022] 可以通过适合于所选择的采样方案的任何适当方法(例如,平方和、SENSE等)来组合天线元件的图像数据。

[0023] 所重建的组合图像数据用于模拟通过每个天线元件采集的磁共振数据。所述模拟包括:针对每个天线元件,例如使用傅里叶变换将所重建的组合图像数据从图像空间变换到k空间。

[0024] 可以使用傅立叶变换来执行从图像空间到k空间的变换,而可以使用傅立叶逆变换来执行从k空间到图像空间的变换。

[0025] 针对每个天线元件,使用所采集的磁共振数据以及所模拟的磁共振数据来确定针对相应的天线元件的所采集的磁共振数据的相位校正因子。为此,计算所述相应的天线元件的所采集的磁共振数据或所采集的数据的适当组合(例如,动态平均值)与所模拟的磁共振数据之间的相位差。

[0026] 使用针对所述相应的天线元件确定的所述相位校正因子来校正每个元件的所采集的磁共振数据。

[0027] 本发明提供了一种磁共振成像系统,所述磁共振成像系统可以在没有任何额外信息(例如,来自光学相机、呼吸带或MR导航器等的信息)的情况下实现根据复杂的原始数据(即,在k空间中采集的MRI数据)来校正MRI扫描期间在 B_0 非共振场中的漂移和波动。在某种程度上,主磁场波动是根据原始MRI k空间数据(即,使用数据驱动的方法)估计的。这样的数据驱动的场波动估计可以克服对额外传感器、额外MR数据采集(导航器)以及复杂的最小化问题的解决方案的需求。

[0028] 校正背后的机理是:在图像域中组合来自不同通道(即,天线元件)的磁共振数据,并且将该组合数据映射回k空间,从而有效地混合了来自相邻的k空间点的信息,这种混合可以例如引起平均化。结果得到的平均化的数据在本文中也称为模拟的磁共振数据,其具有较低的相位误差,因为并非所有相邻的k空间点在数据采集期间都经历了相同的相位误差。因此,平均化可以至少部分地抵消所采集的磁共振数据包括的相位误差。

[0029] 这可以实现对因 B_0 非共振场波动引起的图像伪影的校正,这可能与具有长TE的梯度回波扫描(例如对于 $T2^*$ 映射、磁化率加权成像或定量磁化率映射)特别相关。

[0030] 主磁场的时间场波动可能源于例如在扫描期间主磁体的主磁场(例如由于发热而产生的)漂移。另外的来源可以例如是成像区中对象的呼吸运动或心脏运动。心脏运动可能在例如动态对比增强(DCE)乳房成像(其中,心脏靠近感兴趣区域)中特别相关。而且,对于因患者总体运动超出成像视场而引起的场变化,所提出的用于数据驱动的校正方法可以是有用的。

[0031] 实施例可以例如用于针对3D笛卡尔梯度回波扫描的伪影减少,但是也适用于例如

多切片2D扫描。针对该技术的其他应用可以例如是动态扫描。可以使用单个帧或所有动态帧的时间平均值来计算相位校正因子。后者具有改善SNR的优点。

[0032] 根据实施例,可以对相同的k空间线的磁共振数据运行多次采集。可以通过多次采集某些k空间线或所有k空间线并对其进行平均化来提高最终的磁共振图像的SNR。可以例如在对重复结果进行平均化之前将相位校正应用于例如所采集的磁共振数据,以便去除 B_0 波动的影响。

[0033] 回波平面成像是实现非常快速的成像的技术,但是k空间是根据在不同回波时间采集的多个梯度回波组装而成的。因此,在回波队列期间可能会累积非共振影响。这里,也可以在考虑每条k空间线的实际回波时间的情况下应用由磁共振成像系统提供的校正。

[0034] 如果将时间平均值作为共同参考,则该校正也可以应用于动态单次射击EPI扫描。这例如对于功能性MRI至关重要,在功能性MRI中,单次射击EPI是标准序列,并且 $T2^*$ 加权图像的可靠信号强度是量化BOLD影响的关键因素。

[0035] 根据实施例,可以针对每个天线元件重建单个线圈磁共振图像,例如,可以使用通过相应的天线元件采集的磁共振数据,以接收器线圈的形式来实施每个天线元件。根据单个线圈图像,可以形成组合磁共振图像,例如作为单个线圈图像的加权组合。单个线圈图像中的每个可以按照接收器线圈的线圈灵敏度来加权,该接收器线圈已经采集了用于重建相应的单个线圈图像的磁共振数据。针对接收器线圈中的每个,可以计算模拟的磁共振数据,例如通过对按照相应的线圈的线圈灵敏度加权的组合磁共振图像进行反变换来计算模拟的磁共振数据。可以通过比较经反变换的k空间磁共振数据与采集的(即,测量的)磁共振k空间磁共振数据(例如取用这两者的比率)来导出所采集的MRI数据与所模拟的MRI数据之间的相位偏差。

[0036] 因此,根据从个体接收器线圈测量的磁共振信号来计算主磁场的相位变化。其中,根据组合图像(其被形成为根据通过接收器线圈测量的数据而重建的若干图像的加权叠加物),针对相应的接收器线圈中的每个的合成的(即,模拟的)k空间数据进行反变换。假设噪声为高斯分布,则组合图像可以提供对成像区中要被检查的对象中的实际磁化分布的良好近似。

[0037] 实施例可以被有益地集成在用于并行成像的方法中。本文使用的并行成像方法涵盖使用多个用于磁共振成像的天线元件(例如,接收器线圈)的成像方法。从对数据进行并行采样的天线元件的阵列获得的空间信息可以用于执行通常通过梯度场(通常是相位编码梯度)完成的空间编码的某些部分。因此,可以加快MRI采集时间,而无需更快的切换梯度或无需沉积额外的RF功率。此外,并行成像可以用于解开源自不同的空间位置的磁共振信号。并行成像方法的示例是空间谐波的k空间同步采集(SMASH)、通用自动校准部分并行采集(GRAPPA)以及图像域灵敏度编码(SENSE)。

[0038] Pruessmann等人的期望文章“SENSE:sensitivity encoding for fast MRI”(医学磁共振,第42卷,第952-962页,1999年)介绍了SENSE重建技术。描述SENSE重建的术语是众所周知的并且已经成为许多综述文章的主体并且出现在磁共振成像的标准教科书中。例如,Bernstein等人的“Handbook of MRI Pulse Sequences”(Elsevier学术出版社出版,2004年,第527至531页)包含对SENSE重建技术的综述。

[0039] 根据实施例,使用经校正的磁共振数据来迭代地重复对组合图像数据的所述重

建、对磁共振数据的所述模拟、对所述相位校正因子的所述确定以及对所采集的磁共振数据的所述校正,以便进一步校正经校正的磁共振数据,直到满足预定义终止准则为止。例如,当计算出的相位差变得小于预定义阈值时,或者当达到预定义的最大迭代步数时,可以满足预定义终止准则。

[0040] 实施例可以具有提供准确且快速的方式来完全映射磁共振成像系统中的主磁场的空间不均匀性(即, B_0 映射)的有益效果。迭代可以消除因其他原因引起的相位变化并隔离因主磁场的空间变化引起的相位变化。因此,可以通过迭代过程从原始磁共振信号本身推断出 B_0 非共振频率的漂移,该过程提高了数据集的自我一致性。小的迭代步数(例如,3到10,例如,4、5、6或7)可能足以完全去除因时间不均匀性(即,时间变化的影响)引起的伪影。

[0041] 如果所测量的MR信号被随时间变化的贡献所干扰,则这会导致傅立叶空间数据中的不一致。随着从k空间中的采集的磁共振数据到图像空间中的重建组合图像数据再回到原始数据的完整循环,这些不一致导致k空间中的残留相位误差。该误差是成比例的,但是可能小于因波动的 B_0 非共振场引起的实际相位误差。完整的实际相位误差可以通过迭代计算来获得。根据所使用的图像重建方法的细节的迭代可以例如被执行如下:

[0042] 1. 针对用a索引的多个天线元件,给定在k空间中测量的复杂磁共振信号 $\rho(a)$,可以使用用于将数据从k空间k变换到图像空间r的傅立叶逆变换来重建针对天线元件中的每个的图像:

$$[0043] \quad I(r, a) = F^{-1}(\rho(k, a))$$

[0044] 2. 随后,例如使用相应的天线元件(即,接收线圈)的灵敏度 $s(a)$ 来组合个体天线元件的图像:

$$[0045] \quad I = \frac{\sum_a s^*(a)I(a)}{\sum_a s^*(a)s(a)}$$

[0046] 可以例如从参考扫描或自动校准中得知个体接收线圈(即,天线元件)的线圈灵敏度。

[0047] 结果得到的组合图像I通常是重建的终点。

[0048] 3. 这里,然而,组合图像I用于模拟由天线元件中的每个采集的磁共振数据。该图像I例如乘以要模拟其磁共振数据的天线元件的线圈灵敏度,并且从图像空间傅里叶变换回k空间而获得 ρ'_a ,针对天线元件a的模拟的k空间数据为:

$$[0049] \quad \rho'(k, a) = F(s(a) I)$$

[0050] 4. 相位误差 $\phi_0(a)$ 由 $\rho'(a)$ 与 $\rho(a)$ 的复数比的相位给出。可以根据在其中遍历k空间并进行低通滤波以提高SNR的时间对数据进行分类。然后将相位校正因子 $\phi_0(a)$ 应用于原始数据 $\rho(a)$ 并开始下一次迭代。在几次迭代之后,该过程收敛,从而产生总相位校正。

[0051] 通过考虑在图像空间中与线圈敏感度的相乘对应于在k空间中与傅立叶变换的卷积,能够理解 $\rho(a)$ 与 $\rho'(a)$ 完全不同的事实。这混合了因不断变化的 B_0 场引起的不一致,从而导致对不一致的平均化。能够迭代上述流程,直到不一致消失为止,例如在3、4、5、6或7次迭代之后。

[0052] 线圈组合的影响会导致原始的k空间数据与模拟的k空间数据不同这一见解允许在数据驱动的基础上检测 B_0 波动。

[0053] 上面的步骤1和2描述了针对例如完全采样的笛卡尔数据集的多通道重建。用更为一般的术语说,他们描述了从多通道k空间数据到单个重建图像(例如2D、3D或2D+时间等)的方法,即,他们描述了图像重建算法。取决于数据采集的详情(例如,对k空间进行欠采样或者半扫描),则图像重建的实际形式可能与上面1和2中的示例公式不同。

[0054] 步骤3描述了来自图像的k空间中的模拟数据,即,图像空间中的数据。同样,该步骤的数学细节取决于采集的详情。

[0055] 独立于图像空间中的组合图像数据的重建的细节,可以例如如下迭代地计算相位校正:令 $\rho_0(k_x, k_y, k_z, a)$ 是k空间中的天线元件a的采集的磁共振数据,并且令 $\rho'_0(k_x, k_y, k_z, a)$ 是根据 ρ_0 模拟的k空间中的磁共振数据,其中, $k_{x,y,z}$ 是k空间中的位置,并且a是天线元件(即,通道)索引。

[0056] 使用 $\rho_0(k_x, k_y, k_z, a)$ 和 $\rho'_0(k_x, k_y, k_z, a)$ 来计算第一相位校正因子 $\phi_0(a)$: $\phi_0(k_x, k_y, k_z, a) = \text{angle}[\rho_0(k_x, k_y, k_z, a) / \rho'_0(k_x, k_y, k_z, a)]$

[0057] 相位校正因子 $\phi_0(a)$ 用于校正所采集的磁共振数据 $\rho_0(k_x, k_y, k_z, a)$,从而得到经校正的磁共振数据 $\rho_1(k_x, k_y, k_z, a)$:

[0058] $\rho_1(k_x, k_y, k_z, c) = \rho_0(k_x, k_y, k_z, c) * \exp(-i \phi_0(k_x, k_y, k_z, c))$

[0059] 然后,从经校正的磁共振数据 $\rho_1(k_x, k_y, k_z, a)$ 而不是原始采集的磁共振数据 $\rho_0(k_x, k_y, k_z, a)$ 开始模拟另外的数据 $\rho'_1(k_x, k_y, k_z, a)$ 。然后将数据 $\rho_1(k_x, k_y, k_z, a)$ 和 $\rho'_1(k_x, k_y, k_z, a)$ 用于计算进一步的相位校正 ϕ_1 ,依此类推,直到满足预定义终止准则为止。例如,当达到小于预定义阈值 ϕ_t 的相位校正结果 ϕ_n 时或当达到预定义的最大迭代步数n时,可以满足预定义准则。

[0060] 前述迭代可以在几个步骤之后收敛。总相位校正结果是全部 $\phi_i(k_x, k_y, k_z, a)$ 的总和,即, $\sum_{i=1}^{n_{\text{con}}} \phi_i$,其中, n_{con} 是迭代收敛之后的步骤数,即,相位校正结果 ϕ_n 小于预定义阈值 ϕ_t 。

[0061] 请注意,作为上面使用的 ρ_i 与 ρ'_i 的比率的替代方案,可以使用 ρ_i 与 ρ_i^{I*} 的乘积来计算相位校正因子。这里, ρ_i^{I*} 是 ρ'_i 的复共轭。

[0062] 根据实施例,每个天线元件从所述成像区采集磁共振数据的多个集合。所述多个集合中的每一个集合是在不同时间采集的。换句话说,每个天线元件可以在第一时间采集磁共振数据的第一集合,在第二时间采集磁共振数据的第二集合,依此类推。所述天线元件的所采集的磁共振数据从k空间到图像空间的所述变换包括:针对每个天线元件,对所述相应的天线元件的集合的所采集的磁共振数据随时间进行平均化,并且将结果得到的磁共振数据从k空间变换到图像空间;或者针对每个天线元件,可以对所述相应的天线元件的集合的所述磁共振数据进行变换,并且将结果得到的磁共振数据随时间进行平均化。

[0063] 在时间系列测量的情况下,实施例可以具有使得能够补偿波动的有益效果,在时间系列测量中,多次采集磁共振数据的多个集合。这对于DCE-MRI或fMRI/EPI可能是有益的,在DCE-MRI或fMRI/EPI中,以2D+时间来测量数据。

[0064] 根据实施例,针对所采集的磁共振数据包括的k空间中的每个点,确定个体相位校正因子,并且将所述个体相位校正因子用于对针对相应的点采集的磁共振数据的所述校

正。对所述个体相位校正因子的所述确定包括：针对k空间中的点中的每个点，计算针对所述相应的点采集的磁共振数据与针对所述相应的点模拟的磁共振数据之间的个体相位差。

[0065] 实施例可以具有如下有益效果：针对k空间中的每个点，可以确定个体相位校正因子，从而允许对个体频率的精确相位校正。

[0066] 根据实施例，所述相位校正因子是针对所采集的磁共振数据的子集确定的平均化的相位校正因子并且被用于对所述子集包括的所采集的磁共振数据的所述校正。对所述平均化的相位校正因子的所述确定包括通过对在所述子集包括的所采集的磁共振数据与所模拟的磁共振数据之间计算出的相位差进行平均化来计算平均化的相位差。

[0067] 实施例可以具有如下有益效果：取决于子集的选择结果和所使用的平均化流程的细节，可以实施平衡空间分辨率与校正的SNR的不同方式。例如，信号高的点比信号低的点对最终平均值的贡献更大，从而引起SNR加权平均化。

[0068] 根据实施例，所述子集包括所采集的磁共振数据的第一数据选择结果，所述第一数据选择结果位于k空间中沿着读出方向的线上，使得所述平均化的相位差在所述读出方向上被平均化。读出方向可以被定位为沿着方向 k_x ，并且可以如下计算相位校正因子：

$$[0069] \quad \phi_i(k_x, k_y, k_z, a) = \text{angle} \left[\text{mean}_{k_x} \left(\rho_i(k_x, k_y, k_z, a) / \rho'_i(k_x, k_y, k_z, a) \right) \right]$$

[0070] 或者

$$[0071] \quad \phi_i(k_x, k_y, k_z, a) = \text{angle} \left[\text{mean}_{k_x} \left(\rho_i(k_x, k_y, k_z, a) * \rho'_i(k_x, k_y, k_z, a) \right) \right]$$

[0072] 根据实施例，所述子集包括所述天线元件中的不同的天线元件针对k空间中的相同点采集的所采集的磁共振数据的第二数据选择结果，使得所述平均化的相位差在天线元件上被平均化。可以如下计算相位校正因子：

$$[0073] \quad \phi_i(k_x, k_y, k_z, a) = \text{angle} \left[\text{mean}_a \left(\rho_i(k_x, k_y, k_z, a) / \rho'_i(k_x, k_y, k_z, a) \right) \right]$$

[0074] 或者

$$[0075] \quad \phi_i(k_x, k_y, k_z, a) = \text{angle} \left[\text{mean}_a \left(\rho_i(k_x, k_y, k_z, a) * \rho'_i(k_x, k_y, k_z, a) \right) \right]$$

[0076] 根据实施例，所述子集包括在预定义时间窗口内采集的所采集的磁共振数据的第三数据选择结果，使得所述平均化的相位差在所述时间窗口上被平均化。可以如下计算相位校正因子：

$$[0077] \quad \phi_i(k_x, k_y, k_z, a) = \text{angle} \left[\text{mean} \left(\rho_i(k'_x, k'_y, k'_z, a) / \rho'_i(k'_x, k'_y, k'_z, a) \right) \right]$$

[0078] 或者

$$[0079] \quad \phi_i(k_x, k_y, k_z, a) = \text{angle} \left[\text{mean} \left(\rho_i(k'_x, k'_y, k'_z, a) * \rho'_i(k'_x, k'_y, k'_z, a) \right) \right]$$

[0080] 该平均化操作包括在采集时间 $k_{x,y,z}$ 附近的某个时间窗口内采集的所有k空间点 $k'_{x,y,z}$ 。

[0081] 根据实施例，加权因子被分配给所述子集包括的所采集的磁共振数据并且被用于计算所述平均化的相位差。例如，可以使用0或1的硬权重。这样的硬权重对应于如上所述的子集的选择结果，其中，对该子集包括的所有磁共振数据进行均等地加权，同时为了平均化而忽略所有磁共振数据。替代地，可以引入多个不同的离散加权因子。这些离散加权因子例如可以均匀地分布在区间[0; 1]上，或者根据连续函数（例如根据高斯分布）来分布。因此，取决于例如磁共振数据的不同数据点在k空间中的位置、它们的采集时间，在采集它们的天

线元件等,可以对磁共振数据的不同数据点进行不同的加权。

[0082] 根据实施例,针对图像空间的每个维度执行所重建的组合图像数据从图像空间到k空间的所述变换。

[0083] 实施例可以具有如下有益效果:针对所有k空间维度都实现了上述相位误差平均化效果。

[0084] 根据实施例,针对图像空间的除了所述图像空间的被保持未变换的维度的子集之外的每个维度执行所重建的组合图像数据从图像空间到k空间的所述变换,使得结果得到的模拟的磁共振数据位于包括图像空间的维度的所述子集和一个或多个k空间维度的混合空间中。对于对所述相位校正因子的所述确定和对所采集的磁共振数据的所述校正,针对维度的所述子集包括的图像空间的维度执行每个天线元件的所采集的磁共振数据从k空间到图像空间的变换,使得结果得到的经变换的采集的磁共振数据位于所述混合空间中,并且使用所述经变换的采集的磁共振数据在所述混合空间中执行对所述相位校正因子的所述确定和对所采集的磁共振数据的所述校正。例如,图像空间的维度的子集包括图像空间的一个维度,相应的维度例如与读出方向一致。根据另一示例,图像空间的维度的子集包括图像空间的多个维度。

[0085] 实施例可以具有如下有益效果:不是在纯k空间中计算相位校正因子,而是在混合空间 x 、 k_y 、 k_z 中计算相位校正因子,在混合空间 x 、 k_y 、 k_z 中,例如已经在读出方向上执行了傅里叶逆变换。这可以具有如下优点:可以将 x 方向上的空间信息直接用于相位校正的计算。例如,如果有理由相信 B_0 的波动可能在空间上发生变化,则能够沿着变化最大的方向定位读出方向,并且能够在混合空间中执行校正计算。沿着 x 的空间平滑化可以用于提高SNR,类似于如上所述的对 k_x 的平均化。例如,混合空间可以用于笛卡尔磁共振数据采集。

[0086] 根据实施例,在k空间中使用交错采样方案来采集所述磁共振数据,其中,根据所述交错采样方案,所采集的磁共振数据包括的来自k空间中的相邻点的磁共振数据不是直接连续采集的。

[0087] 实施例可以具有如下有益效果:可以优化对k空间的采样,以便使利用上述傅里叶变换对卷积的“平均化”效果最大化。因此,误差减少可以变得更加有效。在接近的时间从相邻的k空间点采集的磁共振数据会经历几乎相同的相位误差。因此,通过避免在接近的时间从相邻的k空间点采集磁共振数据,因在图像域中组合来自不同的天线元件的磁共振数据并将组合数据映射回k空间而产生的上述平均化效果可以更有效,这是因为几乎在相同时间采集的数据会经历几乎相同的相位误差并由此降低基于在采集期间k空间点经历的不同相位误差的平均化效果。

[0088] 根据实施例,在其中直接连续采集磁共振数据的k空间中的点之间的距离至少与k空间中的有效天线元件覆盖范围一样大。

[0089] 实施例可以具有如下有益效果:它们可以保证高效的误差减少。k空间中的有效天线元件覆盖范围可以取决于所采用的线圈阵列的并行成像能力,因此可以将所采用的线圈阵列的并行成像能力考虑在内。

[0090] 另一方面,本发明提供了一种计算机程序产品,包括机器可执行指令,所述机器可执行指令用于由控制磁共振成像系统的处理器来运行。所述磁共振成像系统包括:主磁体,其用于在成像区内生成主磁场;磁场梯度系统,其用于在所述成像区内生成空间相关的梯

度磁场;以及射频系统,其包括多个天线元件,每个天线元件被配置用于从所述成像区采集磁共振数据。所述磁共振成像系统还可以包括:存储器,其用于存储机器可执行指令和脉冲序列命令,其中,所述脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统以从所述成像区采集所述磁共振数据。

[0091] 对所述机器可执行指令的运行令所述处理器控制所述磁共振成像系统:通过所述天线元件中的每个天线元件从所述成像区采集磁共振数据。所述MRI系统重建组合图像数据。所述重建包括:例如使用傅里叶逆变换将所述天线元件的所采集的磁共振数据从k空间变换到图像空间,以及组合所述天线元件的结果得到的图像数据。使用所重建的组合图像数据来模拟通过每个天线元件采集的磁共振数据。所述模拟包括例如使用傅里叶变换将所重建的组合图像数据从图像空间变换到k空间。

[0092] 针对每个天线元件,所述MRI系统确定针对相应的天线元件的所采集的磁共振数据的相位校正因子。所述确定包括计算所述相应的天线元件的所采集的磁共振数据与所模拟的磁共振数据之间的相位差。然后,使用针对所述相应的天线元件确定的所述相位校正因子来校正每个天线元件的所采集的磁共振数据。

[0093] 另一方面,本发明提供一种操作如上所述的磁共振成像系统的方法。所述方法包括:通过所述天线元件中的每个天线元件从所述成像区采集磁共振数据;重建组合图像数据,所述重建包括:例如使用傅里叶逆变换将所述天线元件的所采集的磁共振数据从k空间变换到图像空间,以及组合所述天线元件的结果得到的图像数据。

[0094] 使用所重建的组合图像数据来模拟通过每个天线元件采集的磁共振数据。所述模拟包括例如使用傅里叶变换将所重建的组合图像数据从图像空间变换到k空间。

[0095] 针对每个天线元件,确定针对相应的天线元件的所采集的磁共振数据的相位校正因子。所述确定包括计算所述相应的天线元件的所采集的磁共振数据与所模拟的磁共振数据之间的相位差。最后,使用针对所述相应的天线元件确定的所述相位校正因子来校正每个天线元件的所采集的磁共振数据。

[0096] 应当理解,可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个实施例,只要组合的实施例不相互排斥即可。

附图说明

[0097] 在下文中,将仅以举例的方式并参考附图来描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0098] 图1图示了磁共振成像系统的示例;

[0099] 图2图示了操作图1的磁共振成像系统的方法的示例;

[0100] 图3进一步图示了图2中图示的方法的迭代变型;

[0101] 图4图示了与呼吸运动 B_0 波动相关的相位校正;并且

[0102] 图5A和图5B图示了可能因 B_0 波动引起的伪影。

[0103] 附图文字列表

[0104] 100 磁共振成像系统

[0105] 104 主磁体

[0106] 106 磁体的膛

[0107] 108 成像区

- [0108] 110 磁场梯度线圈
- [0109] 112 磁场梯度线圈电源
- [0110] 114 体线圈
- [0111] 116 收发器
- [0112] 118 对象
- [0113] 120 对象支撑物
- [0114] 122 收发器
- [0115] 124 磁共振图像线圈
- [0116] 126 天线元件
- [0117] 130 计算机
- [0118] 132 硬件接口
- [0119] 134 用户接口
- [0120] 136 计算机存储设备
- [0121] 138 计算机存储器
- [0122] 140 脉冲序列
- [0123] 142 采集的磁共振数据
- [0124] 144 重建的组合图像数据
- [0125] 146 模拟的磁共振数据
- [0126] 148 经校正的磁共振数据
- [0127] 150 诊断磁共振图像
- [0128] 160 控制模块
- [0129] 162 图像重建和傅立叶变换模块
- [0130] 164 相位校正模块
- [0131] 500 曲线图
- [0132] 502 相位校正
- [0133] 504 呼吸信号
- [0134] 600 未校正的脑图像
- [0135] 602 经校正的脑图像
- [0136] 604 伪影

具体实施方式

[0137] 在这些附图中,相同编号的元件要么是等效的元件,要么执行相同的功能。如果功能等效,则不必在后面的附图中讨论先前讨论过的元件。

[0138] 图1示出了磁共振成像系统100的示例。磁共振成像系统100包括主磁体104。磁体104是具有穿过其的膛106的超导圆柱形磁体104。也可以使用不同类型的磁体,例如也可以使用剖分式圆柱形磁体和所谓的开放式磁体。剖分式圆柱形磁体与标准圆柱形磁体相似,不同之处在于低温恒温器已经分成两部分,以允许进入磁体的等平面,这样的磁体例如可以与带电粒子束治疗结合使用。开放式磁体有两个磁体部分,一个在另一个上方,在这两个磁体之间有一个足够大的空间来容纳对象:这两个部分的区域布置类似于亥姆霍兹线圈。

开放式磁体之所以受欢迎,是因为对象受到较小的约束。在圆柱形磁体的低温恒温器内部有一组超导线圈。在圆柱形磁体104的腔106内有成像区108,在成像区108中,磁场足够强且均匀以执行磁共振成像。

[0139] 在磁体的腔106内还有一组磁场梯度线圈110,磁场梯度线圈110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被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包含三组单独的线圈,用于在三个正交的空间方向上进行空间编码。磁场梯度电源将电流供应给磁场梯度线圈。以时间函数控制被供给被磁场梯度线圈110的电流,并且可以使该电流倾斜变化或脉冲变化。

[0140] 体线圈114位于磁体104的腔106内。体线圈114可以例如是正交体线圈(QBC)或全身线圈。体线圈114被示为被连接到收发器116。在一些实施例中,体线圈114可以是全身线圈并且被连接到全身线圈射频放大器和/或接收器,然而,在该示例中未示出这种情况。如果发射器和接收器116都被连接到全身线圈114,则可以提供用于在发射模式与接收模式之间切换的单元。例如,具有pin二极管的电路可以用于选择发射模式或接收模式。对象支撑物120在成像区内支撑对象118。

[0141] 收发器122被示为被连接到包括磁共振成像线圈124的射频系统。在该示例中,磁共振成像线圈124是包括多个天线元件126的表面线圈。收发器122能操作用于向个体天线元件126发送个体RF信号并从个体天线元件126接收个体RF信号。在该示例中,收发器116和收发器122被示为分开的单元。然而,在其他示例中,单元116和122可以被组合。

[0142] 收发器116、收发器122和磁场梯度线圈电源112被示为被连接到计算机130的硬件接口132。计算机130还被示为包含处理器133,该处理器133能操作用于运行机器可读指令。计算机130还被示为包括用户接口134、计算机存储设备136和计算机存储器138,它们都可以访问并连接到处理器133。

[0143] 计算机存储设备136被示为包含多个脉冲序列140中的一个。脉冲序列140是指令或者能够被转换成指令的数据,该指令使得处理器133能够使用磁共振成像系统100来采集磁共振数据。

[0144] 计算机存储设备还被示为包含通过天线元件126采集的磁共振数据142。计算机存储设备还被示为包含重建的组合图像数据144。使用所采集的磁共振数据142来计算重建的组合图像数据144。可以使用若干不同的技术来执行这种操作。例如,可以使用SENSE协议来完成这种操作。

[0145] 计算机存储设备136还被示为包含使用重建的组合图像数据144模拟的模拟的磁共振数据146。取决于用于在图像空间中重建数据144和模拟数据146的技术,计算机存储设备136也可以提供天线元件126的集合的线圈灵敏度的集合。

[0146] 计算机存储设备还可以包括在傅立叶空间中定义的点的集合,这些点被用作用于对所采集的磁共振数据142和模拟的磁共振数据146进行平均化的点。

[0147] 计算机存储设备136还被示为包含经校正的磁共振数据148,经校正的磁共振数据148是使用模拟的磁共振数据146根据采集的磁共振数据142计算出的,以便确定针对所采集的磁共振数据142的相位校正因子。最后,计算机存储设备136被示为包含诊断磁共振图像150,诊断磁共振图像150是使用经校正的磁共振数据148重建的。诊断磁共振图像150可

以例如是使用经校正的磁共振数据148,基于并行成像磁共振技术来重建的。取决于用于重建诊断磁共振图像150的并行成像磁共振技术,可以例如使用天线元件126的线圈灵敏度的集合。

[0148] 在一些示例中,不存在体线圈114。在其他示例中,体线圈114用于采集磁共振数据142的部分。

[0149] 计算机存储器138被示为控制模块160。控制模块160包含使得处理器133能够控制磁共振成像系统的操作和功能的计算机可执行代码或指令。例如,控制模块160可以与脉冲序列140结合工作以采集各种磁共振数据。计算机存储器138被示为还包含成像重建傅里叶变换模块162和相位校正模块164。这两个模块162、164包含使得使处理器133能够执行图2至图3所示的方法中的一种或多种方法的计算机可执行代码。此外,取决于所使用的方法,相位校正模块164还可以执行对磁共振数据142、146的平均化。

[0150] 图2示出了图示操作图1所示的磁共振成像系统100的方法的流程图。在步骤200中,通过天线元件126中的每个天线元件从成像区108采集磁共振数据142。例如,控制模块160可以与脉冲序列140结合工作以采集磁共振数据142。取决于体线圈114,磁共振数据也可以通过体线圈来采集,即,体线圈可以提供天线元件的功能。在步骤202中,根据磁共振数据142来重建组合图像数据144。使用傅立叶逆变换将天线元件126的所采集的磁共振数据142从k空间变换到图像空间。可以使用变换模块162来执行该变换。在图像空间中,将天线元件126中的两个或更多个天线元件的结果得到的图像数据进行组合以接收组合图像数据146。根据实施例,将所有天线元件126的结果得到的图像数据进行组合。例如,重建3D图像。根据另外的示例,重建一幅或多幅2D图像(例如,2D图像堆叠)。对于并行成像协议的重建和/或组合,例如可以使用SENSE协议。根据实施例,通过每个天线元件126采集磁共振数据142的多个集合,在另一时间采集给定的天线元件126的每个集合。所述变换可以包括:例如在相应的天线元件126的磁共振数据142的集合上随时间对每个天线元件126的所采集的磁共振数据142进行平均化;以及将结果从k空间变换到图像空间,或者首先变换到图像空间,然后随时间进行平均化。

[0151] 在步骤204中,使用重建的组合图像数据144来模拟通过每个天线元件采集的磁共振数据。变换模块162使用傅立叶变换将重建的组合图像数据144从图像空间变换到k空间。根据实施例,将图像空间的所有维度变换到k空间维度中,即,执行对k空间的所有坐标进行变换的全基变化。根据其他实施例,仅对k空间的坐标的子集进行变换,同时保持k空间的其余坐标不发生变换。因此,重建的组合图像数据144被变换到混合空间中,即,例如包括至少一个图像空间维度和一个或多个k空间维度的空间。模拟的磁共振数据146可以是上述变换中的一种的结果。

[0152] 在步骤206中,针对每个天线元件,通过相位校正模块164来确定相位校正因子。所述确定包括计算相应的天线元件的所采集的磁共振数据142与模拟的磁共振数据146之间的相位差。根据实施例,例如针对k空间或混合空间中的每个数据点,可以通过计算所采集的磁共振数据142与模拟的磁共振数据146的比率来计算相位差。根据其他实施例,例如针对k空间或混合空间中的每个数据点,计算所采集的磁共振数据142与模拟的磁共振数据146的复共轭的乘积。根据另外的实施例,将比率或乘积进行平均化。例如,在读出方向上将所采集的磁共振数据142和模拟的磁共振数据146进行平均化,即,在完全k空间的情况下在

k_x 上将所采集的磁共振数据142和模拟的磁共振数据146进行平均化,或者在混合空间的情况下在 x 上将所采集的磁共振数据142和模拟的磁共振数据146进行平均化。根据其他示例,在通道上进行平均化,即,在天线元件上将针对不同的天线元件126模拟的磁共振数据146以及通过不同的天线元件126采集的磁共振数据142进行平均化。根据另外的实施例,随时间进行平均化。将针对其已经在预定义时间窗口内采集了磁共振数据142的 k 空间点的磁共振数据142、146进行平均化。根据实施例,可以对所有采集的磁共振数据142和被平均化的模拟的磁共振数据146进行相等的加权,或者可以为数据点分配不同的加权因子。例如,当进行平均化时,可以为数据点分配高斯分布的加权因子。可以针对所采集的磁共振数据142包括的每个数据点确定相位校正因子。然而,平均化会使针对所采集的磁共振数据142包括的数据点中的一个或多个数据点的相位校正因子相等。

[0153] 在步骤208中,通过相位校正模块164来使用在步骤206中计算出的相位校正因子,以校正每个天线元件的采集的磁共振数据142。可以使用针对相应的数据点计算出的相位校正因子来校正所采集的磁共振数据142包括的每个数据点,从而得到经校正的磁共振数据148。

[0154] 图3示出了v2的方法的迭代实施方式的流程图。在对所采集的磁共振数据142进行校正之后(即,在对经校正的磁共振数据148进行计算之后),在步骤210中检查是否满足预定义的终止准则。终止准则可以例如要求在步骤206中确定的相位校正因子小于预定义阈值或者达到预定义的最大迭代步数。如果相位校正因子不小于预定义阈值,则满足终止准则,从而该方法继续进行步骤212。在步骤212中,用经校正的磁共振数据148替换所采集的磁共振数据142,以用于进一步的流程。换句话说,用经校正的磁共振数据148而不是所采集的磁共振数据142来重复该方法的步骤201至208。在重复(其产生新的经校正的磁共振数据)之后,在步骤210中检查新的经校正的磁共振数据是否满足终止准则,例如通过重复步骤201至208确定的相位校正因子是否小于预定义阈值。因此,迭代地重复步骤202至208,直到确定出小于预定义阈值的校正因子为止。在多个相位校正因子的情况(其中,每个相位校正因子是根据所采集的磁共振数据142包括的数据点中的一些数据点来计算的)下,可以重复步骤202,直到相位校正因子中的每个相位校正因子都小于阈值为止。

[0155] 在步骤210中确定出满足终止准则的情况下,该方法可以在步骤214中继续进行。在步骤214中,将最后计算出的正确的磁共振数据用于重建诊断磁共振图像150。诊断磁共振图像150可以是根据使用并行成像协议(例如,SENSE协议)最后计算出的经校正的磁共振数据来重建的。

[0156] 图4示出了图示估计的相位校正结果502与呼吸波纹管504的信号(即,对象的呼吸运动)的相关性的曲线图500。生理来源(例如,呼吸运动)会引起主磁场的漂移或波动(即, B_0 非共振场),这会对图像质量产生显著影响。它们例如会导致重影和其他伪影。如曲线图500所示,在包括因对象的呼吸运动引起的不均匀性的主磁场的情况下,通过图2和图3的方法确定的相位校正因子502可以对应于相应的呼吸运动504。因此,可以使用上面例如关于图2和图3描述的数据驱动的校正方法来有效地校正因呼吸运动引起的相位伪影。

[0157] 图5A和5B示出了对 T_2^* 加权的梯度回波脑图像的估计的相位校正结果的影响。图5A示出了在 $TE=26.6\text{ms}$ 时未校正的幅值脑图像600。图5B示出了在 $TE=26.6\text{ms}$ 时经校正的幅值脑图像602。换句话说,图5A示出了已经使用通过天线元件采集的未校正的磁共振数据

重建的诊断磁共振图像。图5B示出了已经使用根据前述实施例中的一个或多个实施例计算出的经校正的磁共振数据重建的诊断磁共振图像。由于中距离波纹和强度调制,在图5A中存在因 B_0 波动引起的伪影,箭头604标记这些伪影中的一些伪影。能够使用如上所述的用于校正相位相关的伪影的数据驱动的方法来有效地校正这些伪影。从图5B所示的经校正的图像602中能够看出这种情况,在图5B中,不存在未校正的图像600中指示的伪影604。

[0158] 虽然已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示例性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0159] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,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/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,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统来分布。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。

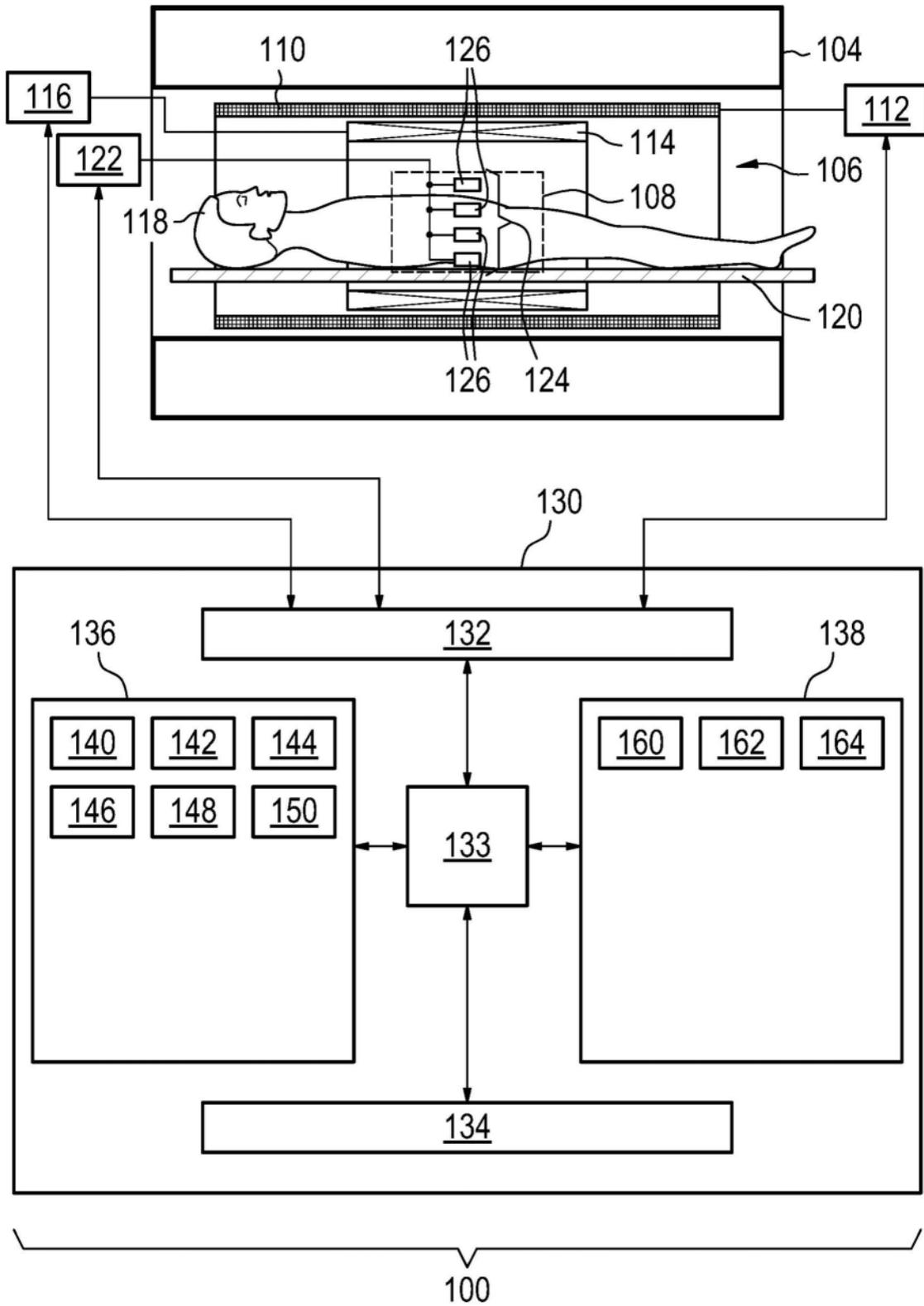


图1

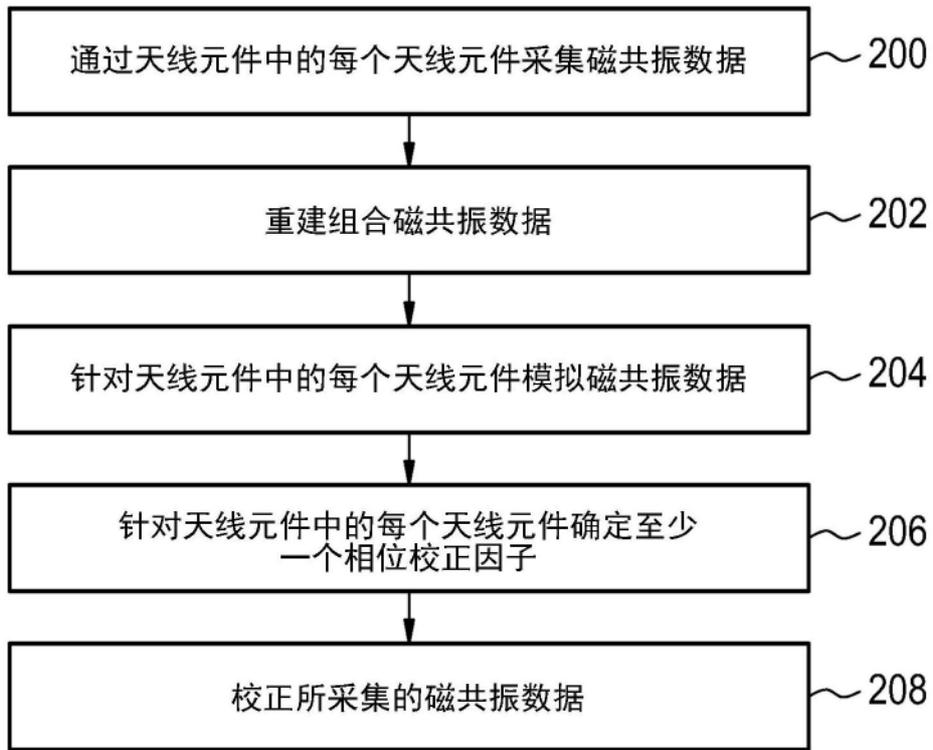


图2

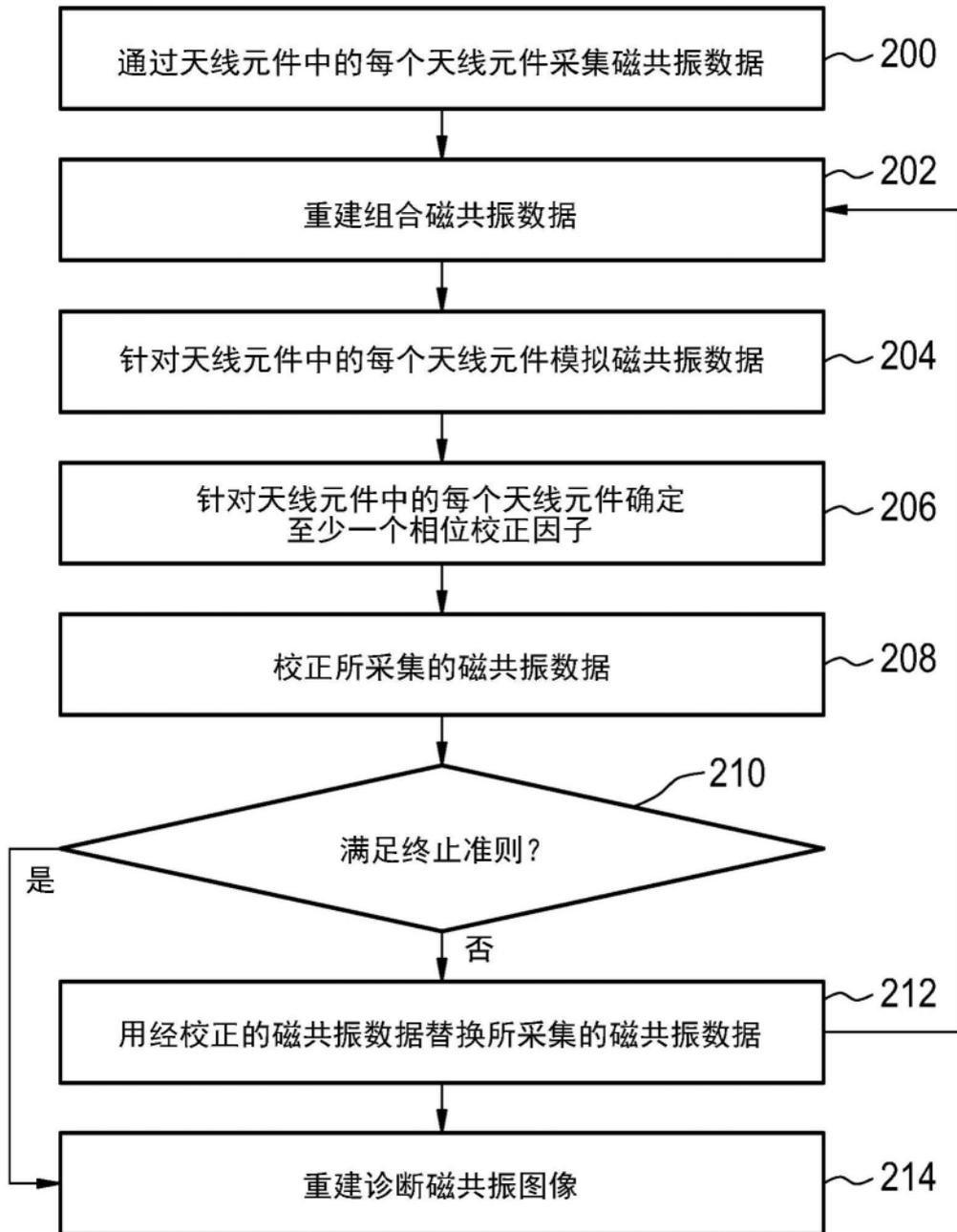


图3

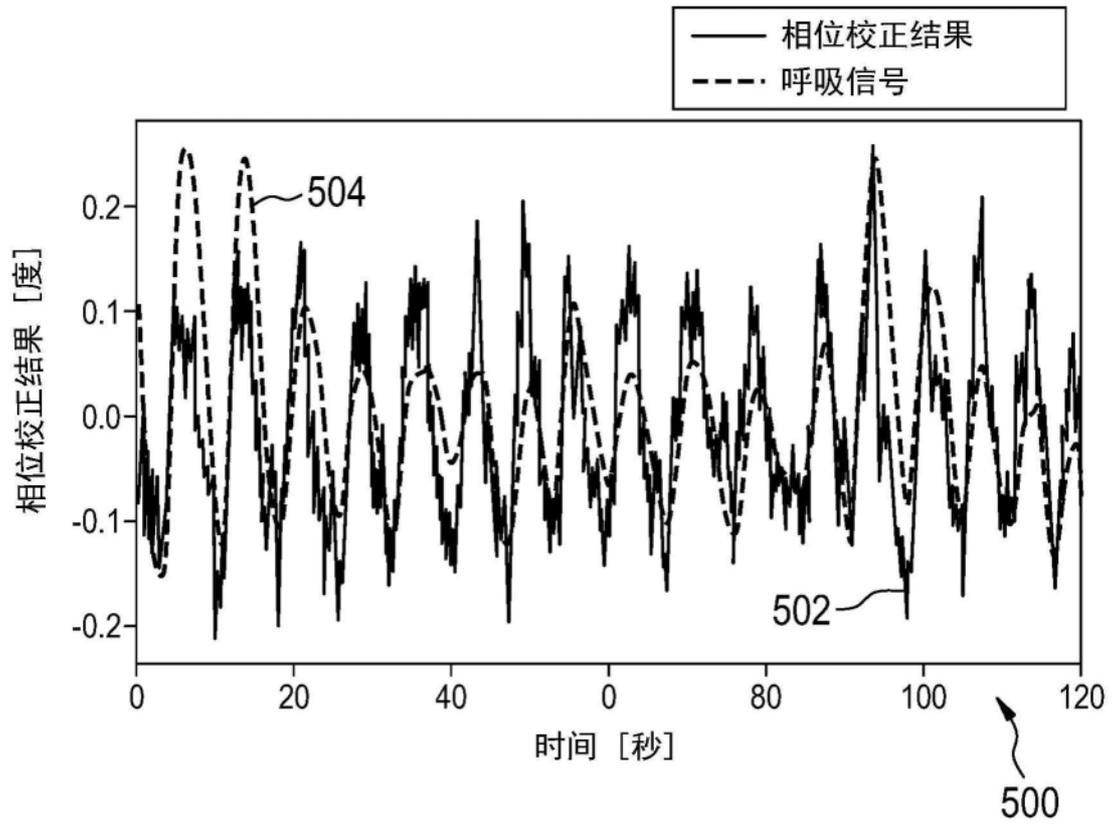


图4

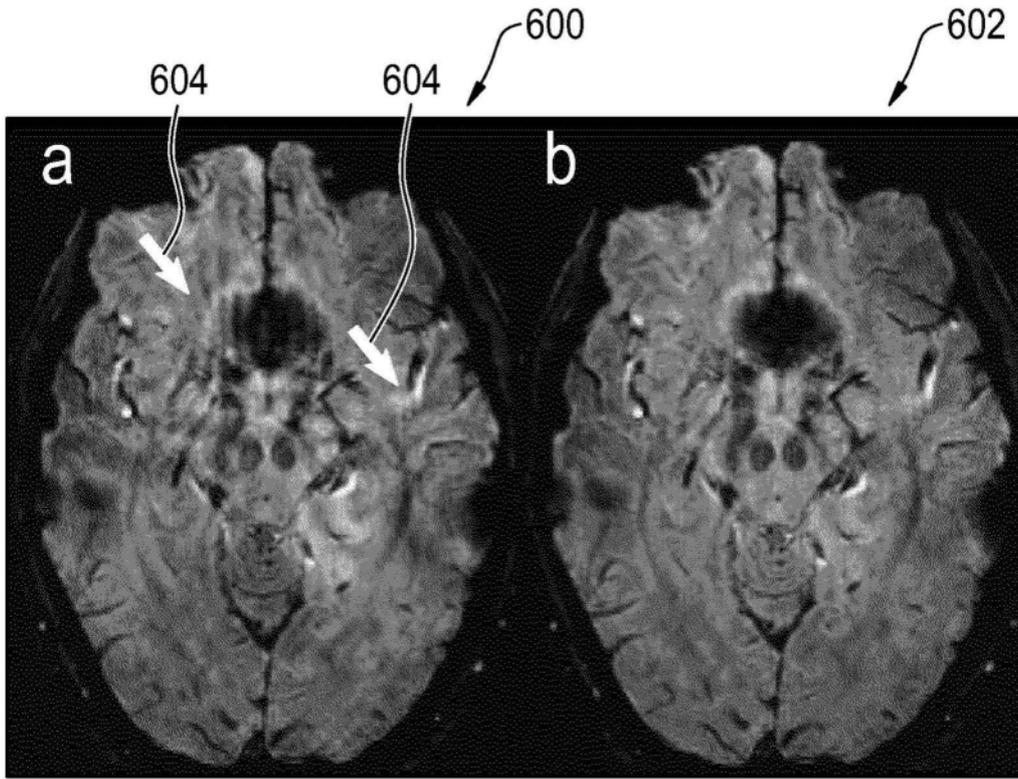


图5A

图5B