



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112020657 A

(43) 申请公布日 2020.12.01

(21) 申请号 201980027679.4

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22) 申请日 2019.03.21

代理人 刘兆君

(30) 优先权数据

18163244.9 2018.03.22 EP

(51) Int.Cl.

G01R 33/567 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01R 33/48 (2006.01)

2020.10.22

G01R 33/56 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/057094 2019.03.21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/180145 EN 2019.09.26

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·H·维尔贝恩 T·尼尔森

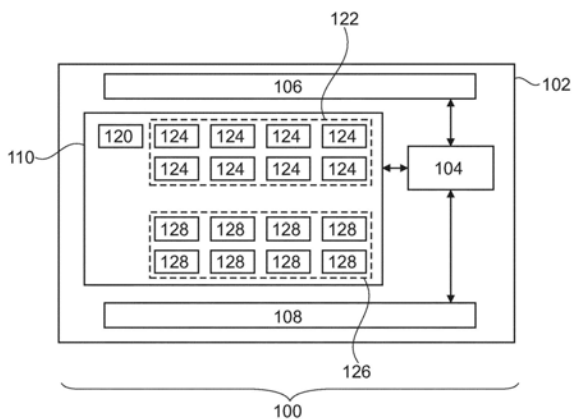
权利要求书3页 说明书11页 附图3页

(54) 发明名称

三维磁共振成像中的自导航

(57) 摘要

本发明提供了一种医学成像系统(100、300),包括:存储器(110),其用于存储机器可执行指令(120);以及处理器(104),其用于控制所述医学成像系统。所述机器可执行指令的运行使所述处理器:接收(200)描述对象(318)的磁共振成像数据(122),其中,所述磁共振成像数据被分割成顺序的数据部分(124),其中,所述磁共振成像数据根据三维磁共振成像协议来采集,其中,所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样,其中,所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面方向被采样;以及根据所述三维磁共振成像协议来重建(202)针对所述顺序的数据部分中的每个的导航器图像(128)。



1. 一种医学成像系统(100、300),包括:

存储器(110),其用于存储机器可执行指令(120);

处理器(104),其用于控制所述医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行使所述处理器:

接收(200)描述对象(318)的磁共振成像数据(122),其中,所述磁共振成像数据被分割成顺序的数据部分(124),其中,所述磁共振成像数据根据三维磁共振成像协议来采集,其中,所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样,其中,所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面方向被采样,其中,所述顺序的数据部分通过所述分段的相位编码被准随机采样;

根据所述三维磁共振成像协议来重建(202)针对所述顺序的数据部分中的每个的导航器图像(128)。

2. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,所述存储器还包含脉冲序列命令(330),所述脉冲序列命令被配置用于根据所述三维磁共振成像协议来采集所述磁共振成像数据,其中,所述三维磁共振成像协议被配置用于使用所述旋转k空间采样轮廓来对所述磁共振数据进行平面内采样,其中,所述三维磁共振成像协议被配置用于使用所述分段的相位编码沿所述通过平面方向对所述磁共振进行采样,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用所述脉冲序列命令来控制(400)所述磁共振成像系统以采集所述磁共振成像数据,其中,所述脉冲序列命令被配置用于顺序地采集所述顺序的数据部分。

3. 根据权利要求2所述的医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器:

针对每幅导航器图像计算对象运动值;

如果所述对象运动值在预定阈值之上,则识别从所述顺序的数据部分选择的至少一个拒绝的数据部分;并且

使用所述脉冲序列命令来控制所述磁共振成像系统以重新采集所述至少一个拒绝的数据部分。

4. 根据权利要求2所述的医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器:

当所述顺序的数据部分中的每个被采集时,重建所述导航器图像;

当所述顺序的数据部分中的每个被采集时,针对每幅导航器图像计算位移向量场;以及

当所述顺序的数据部分中的每个被采集时,修改所述脉冲序列命令以补偿在所述位移向量场中检测到的对象运动。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器针对所述顺序的数据部分中的每个的每幅导航器图像计算导航器。

6. 根据权利要求4所述的医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器针对所述顺序的数据部分中的每个的每幅导航器图像计算导航器,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据所述三维磁共振成像协议使用来自每幅导航器图像的所述位移向量场来计算运动补偿的磁共振图像。

7. 根据权利要求5所述的医学成像系统,其中,所述导航器是以下中的任一个:

针对每幅导航器图像的位移向量场；  
每幅导航器图像中的边缘检测；  
可变形身体模型到每幅导航器图像的映射；或者  
针对每幅导航器图像的到解剖图集的配准。

8. 根据权利要求5、6或7中的任一项所述的医学成像系统，其中，所述机器可执行指令的运行还使所述处理器：

使用所述导航器将所述顺序的数据部分分类到预定箱元的集合中；并且

通过重建被分类到所述预定箱元的集合中的所述顺序的数据部分来重建运动解析的磁共振图像的集合。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的医学成像系统，其中，针对所述顺序的数据部分中的每个的所述导航器图像具有以下中的任一个的空间分辨率：

在2mm与3mm之间；

在2mm与10mm之间；

在1mm与12mm之间；以及

在1mm与30mm之间。

10. 根据前述权利要求中的任一项所述的医学成像系统，其中，针对所述顺序的数据部分中的每个的所述导航器图像使用以下中的任一个来重建：

压缩感知磁共振成像协议；

平面内和/或通过平面的并行成像重建；以及

其组合。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的医学成像系统，其中，所述导航器图像中的每幅使用非均匀傅里叶变换来重建。

12. 根据前述权利要求中的任一项所述的医学成像系统，其中，所述顺序的数据部分通过所述旋转k空间采样轮廓被准随机平面内采样。

13. 根据前述权利要求中的任一项所述的医学成像系统，其中，所述旋转k空间采样轮廓是以下中的任一个：星形堆叠采样轮廓和螺旋堆叠采样轮廓。

14. 一种操作医学成像系统(100、300)的方法，其中，所述方法包括：

接收(200)描述对象(318)的磁共振成像数据(122)，其中，所述磁共振成像数据被分割成顺序的数据部分(124)，其中，所述磁共振成像数据根据三维磁共振成像协议来采集，其中，所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样，其中，所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面方向被采样，其中，所述顺序的数据部分通过所述分段的相位编码被准随机采样；以及

根据所述三维磁共振成像协议来重建(202)针对所述顺序的数据部分中的每个的导航器图像(128)。

15. 一种计算机程序产品，包括用于由控制医学成像系统(300)的处理器(104)运行的机器可执行指令(120)，其中，所述机器可执行指令的运行使所述处理器：

接收(200)描述对象的磁共振成像数据(122)，其中，所述磁共振成像数据被分割成顺序的数据部分(124)，其中，所述磁共振成像数据根据三维磁共振成像协议来采集，其中，所

述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样,其中,所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面方向被采样,其中,所述顺序的数据部分通过所述分段的相位编码被准随机采样;并且

根据所述三维磁共振成像协议来重建(202)针对所述顺序的数据部分中的每个的导航器图像(126)。

## 三维磁共振成像中的自导航

### 技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,具体涉及用于三维磁共振成像的导航器。

### 背景技术

[0002] 由磁共振成像(MRI)扫描器使用大型静态磁场来对齐原子的核自旋,作为用于在患者的身体内产生图像的流程的一部分。该大型静态磁场被称作B<sub>0</sub>场。在MRI扫描期间,由发射器天线或天线元件生成的射频(RF)脉冲引起对局部磁场的扰动,并且由接收器天线或天线元件的阵列检测由核自旋发出的RF信号。这些RF信号用于构建MRI图像。这些天线或天线元件也可以被称作线圈。术语线圈通常可互换地用来描述天线或天线元件。另外,发射器天线和接收器天线也能够被集成到执行两者功能的单个收发器天线。应理解,对术语收发器天线的使用也指使用单独的发射器天线和接收器天线的系统。所发射的RF场被称为B<sub>1</sub>场。在较长的扫描期间,对象能够具有内部运动或外部运动,其损坏数据并导致具有模糊或伪影的图像。

[0003] 在并行成像技术中,使用多个天线元件来同时采集数据。线圈灵敏度图(CSM)包含所有天线元件的空间灵敏度。在这种情况下,“线圈”指的是天线元件。线圈灵敏度图用来将使用个体天线元件中的每个采集的数据组合成单幅复合图像。并行成像极大地加速了对磁共振图像的采集。

[0004] 美国专利申请公布US2016/0334488A1公开了一种磁共振成像(MRI)方法,其中,样品经受梯度回波成像序列,所述梯度回波成像序列具有多个基本序列元素,所述多个基本序列元素中的每个包括射频(RF)脉冲、用于生成磁共振(MR)信号的至少一个频率编码梯度矩 $k_x$ 、用于对MR信号进行相位编码的至少一个第一相位编码梯度矩 $k_y$ 、和采集反映MR信号的k空间数据的数据采集时段。频率编码梯度矩 $k_x$ 和第一相位编码梯度矩 $k_y$ 被应用,使得在每个基本序列元素的数据采集时段期间,k空间数据沿径向方向并且沿从外周朝向k空间的中心的方向相对于k空间的中心不对称地被采集。

### 发明内容

[0005] 本发明在独立权利要求中提供了一种医学成像系统、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。

[0006] 关于磁共振成像的问题一般是,对象可能在磁共振图像的采集期间自发地或非自发地移动。导航器可以用来在磁共振数据的采集期间跟踪或描述对象的运动。

[0007] 当磁共振数据被采集并且被用于磁共振数据的回顾性校正或前瞻性校正以校正或补偿对象运动时,实施例可以从磁共振数据本身导出导航器。实施例使用三维采集,所述三维采集使用改变的k空间采样模式。

[0008] k空间使用平面内的旋转k空间采样轮廓(诸如星形堆叠或螺旋堆叠轨迹)被采样,并且使用沿通过平面方向的相位编码。通过平面方向正交于平面内方向。沿通过平面方向的相位编码以分段的方式被执行:相位编码随着k空间采样轮廓被旋转而被改变。这样的优

点是,这引起整个三维k空间被粗略地采样。所采集的磁共振数据能够被划分成顺序的数据部分。顺序的数据部分中的每个包含足够的在k空间中采样的数据以至于它能够用来重建导航器图像。得到的导航器图像或顺序的数据部分中的每个然后能够被用于运动校正。

[0009] 这可以通过执行三维磁共振成像协议并且改变在哪里以及何时采集k空间来实现。

[0010] 在一个方面中,本发明提供了一种医学成像系统。所述医学成像系统包括用于存储机器可执行指令的存储器。所述医学成像系统还包括用于控制所述医学成像系统的处理器。

[0011] 所述机器可执行指令的运行使所述处理器接收描述对象的磁共振成像数据。所述磁共振成像数据被分割成顺序的数据部分。所述磁共振成像数据根据三维磁共振成像协议来采集。所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样。所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面方向被采样。使用沿通过平面方向的分段的相位编码和在平面内的k空间采样轮廓的旋转的效果是,顺序的数据部分中的每个能够被重建成磁共振图像。在这种情况下,磁共振图像被标记为针对顺序的数据部分中的每个的导航器图像。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据所述三维磁共振成像协议来重建针对所述顺序的数据部分中的每个的导航器图像。

[0012] 由于k空间使用平面内的旋转k空间采样轮廓和分段的通过平面相位编码来进行采样,所以磁共振成像数据被分解成顺序的数据部分,并且顺序的数据部分中的每个能够用来重建导航器图像。这些可以被用于回顾性或前瞻性技术以便减少对象的运动在磁共振成像数据采集的采集期间的的影响。

[0013] 在另一实施例中,所述存储器还包含脉冲序列命令,所述脉冲序列命令被配置用于根据所述三维磁共振成像协议来采集磁共振成像数据。所述三维磁共振成像协议被配置用于使用所述旋转k空间采样轮廓平面内来对所述磁共振数据进行采样。所述三维磁共振成像协议被配置用于使用所述分段的相位编码沿所述通过平面方向对所述磁共振数据进行采样。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器通过利用所述脉冲序列命令来控制所述磁共振成像系统而控制所述磁共振成像系统以采集所述磁共振成像数据。所述脉冲序列命令被配置用于顺序地采集所述顺序的数据部分。

[0014] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器针对每幅导航器图像计算对象运动值。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器:如果所述对象运动值在预定阈值之上,则识别从所述顺序的数据部分选择的至少一个拒绝的数据部分。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用所述脉冲序列命令来控制所述磁共振成像系统以重新采集所述至少一个拒绝的数据部分。

[0015] 例如,针对顺序的数据部分中的每个的导航器图像可以与被测量的参考或初始导航器图像进行比较。例如,初始导航器图像可以是所采集的第一导航器图像。当导航器图像被重建时,导航器图像可以与该初始导航器图像进行比较。如果对象的运动在预定阈值之上,那么这可以用来使磁共振成像系统重新采集至少一个拒绝的数据部分。这可以具有改善能够被重建成磁共振图像的磁共振成像数据的质量的效果。

[0016] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器当所述顺序的数据

部分中的每个被采集时重建所述导航器图像。在这种情况下,导航器图像基本上在运行中被重建。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器然后当所述顺序的数据部分中的每个被采集时针对每幅导航器图像计算位移向量场。所述机器可执行指令的运行然后还使所述处理器当所述顺序的数据部分中的每个被采集时修改所述脉冲序列命令以补偿在所述位移向量场中检测到的对象运动。在该实施例中,针对导航器图像中的每幅导航器图像的位移向量场用来调整脉冲序列命令(例如感兴趣区域),使得当对象移动时,它可以能够随着对象移动。这可以具有改善磁共振数据的质量的效果,使得它可以得到具有更少运动伪影的最终磁共振图像。

[0017] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用所述磁共振成像数据来重建磁共振图像。

[0018] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器针对所述顺序的数据部分中的每个的每幅导航器图像计算导航器。这可以是有益的,因为导航器然后能够被用于磁共振数据的运动校正。

[0019] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据所述三维磁共振成像协议使用来自每幅导航器图像的所述位移向量场来计算运动补偿的磁共振图像。位移向量场可以例如用来执行图像或k空间中的运动校正。

[0020] 在另一实施例中,所述导航器是针对每幅导航器图像的位移向量场。

[0021] 在另一实施例中,所述导航器是每幅导航器图像中的一个边缘检测或多个边缘检测。边缘的位置可以与彼此进行比较以识别对象运动。

[0022] 在另一实施例中,所述导航器是可变形身体模型到每幅导航器图像的映射。

[0023] 在另一实施例中,所述导航器是针对每幅导航器图像的到解剖图集的配准。

[0024] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用所述导航器将所述顺序的数据部分分类到预定箱元的集合中。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器通过重建被分类到所述预定箱元中的所述顺序的数据部分来重建运动分解的磁共振图像的集合。在该实施例中,导航器首先用来将顺序的数据部分放置到箱元中,使得预定箱元中的每个内的磁共振数据具有针对对象的相同的运动状态。这可以在重建图像中是有用的,其解决了诸如呼吸或心脏相位之类。

[0025] 在另一实施例中,针对所述顺序的数据部分中的每个的所述导航器图像具有在2mm与3mm之间的空间分辨率。

[0026] 在另一实施例中,针对所述顺序的数据部分中的每个的所述导航器图像具有在2mm与10mm之间的空间分辨率。

[0027] 在另一实施例中,针对所述顺序的数据部分中的每个的所述导航器图像具有在1mm与12mm之间的空间分辨率。

[0028] 在另一实施例中,针对所述顺序的数据部分中的每个的所述导航器图像具有在1mm与30mm之间的空间分辨率。

[0029] 在另一实施例中,针对所述顺序的数据部分中的每个的所述导航器图像使用平面内和/或通过平面的并行成像来重建。这可以是有益的,因为它使得更低分辨率导航器图像能够被准确地重建。

[0030] 在另一实施例中,所述三维磁共振成像协议是并行成像磁共振成像协议。

[0031] 在另一实施例中,所述并行成像重建是SENSE重建。

[0032] 在另一实施例中,所述导航器图像根据压缩感知磁共振成像协议来重建。在这种情况下,所述三维磁共振成像协议是压缩感知磁共振成像协议。

[0033] 在导航器重建期间,导航器重建的挑战可能是可用的更低或减少量的k空间数据—即不完全的空间编码。并行成像和压缩感知技术的组合可以是互补的。并行成像通常在线圈灵敏性信息用来补充通过梯度的空间编码的意义上进行理解。即,丢失的k空间数据能够根据所采集的k空间数据和已知的线圈灵敏性来推测。压缩感知试图通过迫使重建的图像符合某个模型(例如一些域中的稀疏表示)来推测丢失的数据。通过组合两种技术而获得改善的导航器重建因此可以是可能的。

[0034] 在另一实施例中,所述导航器图像中的每幅使用非均匀傅里叶变换来重建。这可以是有益的,因为它可以使得k空间的准随机采样能够被使用。

[0035] 在另一实施例中,所述顺序的数据部分通过旋转所述k空间采样轮廓被准随机平面内采样。

[0036] 在另一实施例中,所述顺序的数据部分通过所述分段的相位编码被准随机采样。

[0037] 在另一实施例中,k空间中和相位编码中的磁共振成像数据的采样位置的组合是独特的。这意味着磁共振数据对k空间中的同一点不采样多于一次(可能除了旋转k空间采样的旋转轴上的点)。

[0038] 在另一实施例中,所述旋转k空间采样轮廓是以下中的任一个:星形堆叠采样轮廓和螺旋堆叠采样轮廓。

[0039] 在另一方面中,本发明提供了一种操作医学成像系统的方法。所述方法包括接收描述对象的磁共振成像数据。所述磁共振数据根据三维磁共振成像协议来采集。所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样。所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面方向被采样。所述方法还包括根据所述三维磁共振成像协议来重建针对所述顺序的数据部分中的每个的导航器图像。

[0040] 在另一方面中,本发明提供了一种计算机程序产品,包括用于由控制医学成像系统的处理器运行的机器可执行指令。所述机器可执行指令的运行使所述处理器接收描述对象的磁共振成像数据。所述磁共振成像数据根据三维磁共振成像协议来采集。所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样。所述顺序的数据部分中的每个内的所述磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面方向被采样。

[0041] 所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据所述三维磁共振成像协议来重建针对所述顺序的数据部分中的每个的导航器图像。

[0042] 应理解,本发明的前述实施例中的一个或多个可以被组合,只要所组合的实施例不相互排斥。

[0043] 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体现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体现在其

上的计算机可执行代码。

[0044] 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。如本文中使用的“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可以能够存储能够由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质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体现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。

[0045] 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体现在其中的计算机可执行代码的传播数据信号。这种传播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以下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。

[0046] “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。

[0047] 如本文中使用的“处理器”包括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中的处理器的集合。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运行，这些处理器可以处于同一计算设备内，或者甚至可以被分布在多个计算设备上。

[0048] 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以一种或多种编程语言的任何组合来编写并且被编译成机器可执行指令，所述编程语言包括面向对象的编程语言（例如，Java、Smalltalk、C++等）和常规的过程式编程语言（例如，C或类似的编程语言）。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。

[0049] 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，或者完全在远程计算机或服务器上运行。在最后一种情况中，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)连接到外部计算机的连接。

[0050] 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运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。

[0051] 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。

[0052] 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,以使一系列操作步骤在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行,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。

[0053] 如本文中使用的“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/或者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。在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、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。

[0054] 如本文中使用的“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/或者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、IEEE1284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。

[0055] 如本文中使用的“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。

[0056] 磁共振(MR)数据在本文中被定义为是在MRI扫描期间使用磁共振装置的天线所记录的由原子自旋发射的射频信号的测量结果。MR数据是医学图像数据的范例。MR图像在本文中被定义为是对在MRI数据内包含的解剖数据的经重建的二维或三维可视化。这种可视化能够使用计算机来执行。

#### 附图说明

[0057] 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:

[0058] 图1图示了医学成像系统的范例;

[0059] 图2示出了图示操作图1的医学成像系统的方法的范例的流程图;

[0060] 图3图示了医学成像系统的又一范例;以及

[0061] 图4示出了图示操作图3的医学成像系统的方法的范例的流程图;

[0062] 附图标记列表

[0063] 100 医学成像系统

[0064] 102 计算机

[0065] 104 处理器

[0066] 106 硬件接口

[0067] 108 用户接口

[0068] 110 存储器

[0069] 120 机器可执行指令

[0070] 122 磁共振成像数据

[0071] 124 顺序采集的数据部分

[0072] 126 导航器图像的集合

[0073] 128 导航器图像

[0074] 200 接收描述对象的磁共振成像数据

[0075] 202 根据三维磁共振成像协议来重建针对顺序的数据部分中的每个的导航器图像

[0076] 300 医学成像系统

[0077] 302 磁共振成像系统

[0078] 304 磁体

[0079] 306 磁体的膛

[0080] 308 成像区

[0081] 309 感兴趣区域

[0082] 310 磁场梯度线圈

[0083] 312 磁场梯度线圈电源

[0084] 314 射频线圈

[0085] 316 收发器

[0086] 318 对象

[0087] 320 对象支撑物

[0088] 330 脉冲序列命令

[0089] 400 使用脉冲序列命令来控制磁共振成像系统以采集磁共振成像数据

### 具体实施方式

[0090] 在这些附图中,相同附图标记的元件是等效的元件或者执行相同的功能。如果功能相同,则在后面的附图中不必讨论先前已经讨论过的元件。

[0091] 图1示出了医学成像系统100的范例。医学成像系统100包括计算机102。计算机包括处理器104,处理器被示为被可选地连接到硬件接口106。处理器104也被可选地示为被连接到用户接口108。处理器104被示为被连接到存储器110。存储器110可以是处理器104可访问的存储器的任何组合。这可以包括诸如主存储器、高速缓冲存储器以及非易失性存储器之类,诸如闪速RAM、硬盘驱动器或其他存储设备。在一些范例中,存储器110可以被认为非瞬态计算机可读介质。

[0092] 如果有的话,则硬件接口106可以例如被用于控制医学成像系统100(诸如磁共振成像系统)的其他部件。硬件接口106也可以包括网络部件,使得处理器104能够经由计算机网络发送和接收数据。

[0093] 存储器110被示为包含机器可执行指令120。机器可执行指令120使得处理器104能够控制医学成像系统100的其他部件和/或执行数学运算和/或图像处理功能。存储器110还被示为包含从外部源或系统或从诸如磁共振成像系统的部件接收的磁共振成像数据122。

[0094] 磁共振数据122呈以多个顺序采集的数据部分124的形式。存储器110还被示为包含导航器图像的集合126,该集合包含针对顺序采集的数据部分124中的每个的导航器图像128。顺序的数据部分中的每个内的磁共振数据使用旋转k空间采样轮廓被平面内采样。顺序的数据部分124中的每个内的磁共振数据使用分段的相位编码沿通过平面被进一步采样。这具有以准随机方式将k空间采样分布在顺序采集的数据部分中的每个内的效果。这实现对导航器图像128的构建。

[0095] 图2示出了图示操作图1的医学成像系统100的方法的流程图。首先在步骤200中,接收磁共振成像数据122。接下来在步骤202中,针对顺序采集的数据部分124中的每个的导航器图像128根据三维磁共振成像协议来重建。

[0096] 图3图示了医学成像系统的又一范例300。图3的医学成像系统300类似于图1中的医学成像系统100。图3的医学成像系统300另外包括磁共振成像系统302。图3中的医学成像系统300被示为另外包括磁共振成像系统302。

[0097] 磁共振成像系统302包括磁体304。磁体304是具有通过其的膛306的超导圆柱型磁体。使用不同类型的磁体也是可能的;例如也可以使用分裂圆柱形磁体和所谓的开放磁体。分裂圆柱磁体类似于标准的圆柱磁体,除了低温恒温器已经分裂成两部分,以允许访问磁体的等平面,这样的磁体可以例如与带电粒子束治疗相结合地使用。开放磁体具有两个磁体部分,一个在另一个之上,中间的空间足够大以容纳对象:两个部分区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体是流行的,因为对象较少地受限。在圆柱磁体的低温恒温器内部有超导线圈的集合。在圆柱磁体304的膛306内,存在成像区308,在成像区中,磁场足够强且均匀以执行磁共振成像。在成像区308内示出了感兴趣区域309。磁共振数据通常针对感兴趣区域来采集。对象318被示为由对象支撑物320支撑,使得对象318的至少部分处于成像

区308和感兴趣区域309内。

[0098] 在磁体的膛306内还有磁场梯度线圈310的集合,其用于采集磁共振数据以在磁体304的成像区308内对磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈310连接到磁场梯度线圈电源312。磁场梯度线圈310旨在是代表性的。通常,磁场梯度线圈310包含用于在三个正交空间方向上空间地编码的三个单独的线圈的集合。磁场梯度电源将电流供应到磁场梯度线圈。供应给磁场梯度线圈310的电流根据时间来控制并且可以是斜变的或脉冲的。

[0099] 与成像区308相邻的是射频线圈314,其用于操纵成像区308内的磁自旋的取向并且用于接收来自也在成像区308内的自旋的射频发射。射频天线可以包含多个线圈元件。射频天线还可以被称为通道或天线。射频线圈314连接到射频收发器316。射频线圈314和射频收发器316可以由独立的发送线圈和接收线圈以及独立的发射器和接收器替代。要理解的是,射频线圈314和射频收发器316是代表性的。射频线圈314旨在还表示专用的发射天线和专用的接收天线。类似地,收发器316也可以表示单独的发射器和接收器。射频线圈314也可以具有多个接收/发射元件,并且射频收发器316可以具有多个接收/发射通道。例如,如果执行诸如并行成像技术,则射频线圈314将具有多个线圈元件。

[0100] 收发器316和梯度控制器312被示为连接到计算机系统102的硬件接口106。计算机存储器110被示为额外地包含脉冲序列命令330。处理器104能够使用脉冲序列命令330来控制磁共振成像系统302以采集磁共振数据122。脉冲序列命令是使得处理器104能够控制磁共振成像系统302以采集磁共振成像数据122的命令或可以被转换成这样的命令的数据。

[0101] 图4示出了图示操作图3的医学成像系统300的方法的流程图。该方法以步骤400开始,其中,处理器104使用脉冲序列命令330来控制磁共振成像系统302以采集磁共振数据122。脉冲序列命令被配置用于根据三维磁共振成像协议来采集磁共振成像数据。三维磁共振成像协议被配置用于将磁共振数据采样为被顺序地采集的序列的数据部分。三维磁共振成像协议被配置用于使用旋转k空间采样轮廓来对磁共振数据进行平面内采集。三维磁共振成像协议被配置用于使用分段的相位编码沿通过平面方向对磁共振数据进行采样。在执行步骤400之后,该方法前进到步骤200并且然后步骤202。步骤200和202与图2中图示的方法完全相同。

[0102] 范例可以提供从利用星形堆叠或螺旋堆叠轨迹(旋转k空间采样轮廓)采集的MRI数据导出的低空间、高时间分辨率体积导航器(导航器图像)。高时间帧率通过对平面内和通过平面数据进行欠采样来实现。准随机相位编码结合压缩感知(即,三维并行成像或三维SENSE)重建减轻了沿通过平面方向的混叠伪影。

[0103] 磁共振断层摄影是人体的有用成像模态,因为它提供极好的软组织对比而不使用电离辐射。MRI的主要缺点是其长采集时间,取决于成像体积和分辨率,其长采集时间可以在从数十秒直到几分钟的范围内变动。因此,采集由于对象在扫描期间的移动而易受运动伪影影响。如果腹部中的经受呼吸或心脏运动的器官在研究中,则这是特别有问题的。呼吸运动通常通过指导患者在图像采集的持续时间内屏住呼吸来补偿。只有扫描时间在大约15秒之下并且患者能够在所需的时间间隔内屏住呼吸,这才是可能的。为了克服这种限制,可以采用导致延长的扫描时间和降低的扫描效率的门控或触发技术。

[0104] 利用径向轨迹(旋转k空间采样轮廓)而非笛卡尔采样的k空间的采集减少了运动伪影的问题。模糊和条纹伪影在利用旋转读出采集的图像中是典型的,但是被认为是比利

用笛卡尔轨迹观察到的重影伪影更良性。

[0105] 径向轨迹大量地对k空间中心进行过采样。径向采样的3D变型是星形堆叠采集技术,其中k空间的通过平面方向利用笛卡尔相位编码步骤来进行编码,并且径向采样被平面内应用。由于运动鲁棒性考虑,笛卡尔相位编码步骤形成内采集循环,并且径向增量形成外循环。换言之,垂直于笛卡尔方向的同等取向的一组投影在递增采集角度之前被采集。

[0106] 利用适当的导航器信号,运动伪影的程度可以通过采集的数据的回顾性门控、软门控或分箱而被进一步降低。导航器信号可以从外部传感器(呼吸风箱、ECG、心率传感器、相机等)、MR导航器供应,或从采集的MR数据本身导出。

[0107] 从 workflow 角度,导航器信号理想地从采集的MR数据导出。外部导航器妨碍 workflow,因为需要额外的步骤(例如风箱等),或者如果额外的部件(例如相机)被引入,则增加MR系统的成本。此外,外部导航器(像风箱或相机)仅捕获身体轮廓的运动而非实际的感兴趣器官或解剖结构。

[0108] 另一方面,MR导航器通常增加总采集时间,并且可以干扰所采集的图像数据,降低图像质量。内部导航器(像笔形波束)能够配准器官或显著轮廓(通常隔膜的空气-组织界面)的移动,但是受限一个维度。因此,操作者必须决定将是主要运动方向为先验。

[0109] 范例导航器从所采集的MR数据导出,无需外部导航器的额外 workflow 要求或采集序列内的开销(即无延长的扫描时间),并且提供在所有三个空间维度上表示器官运动的独特能力。导航器根据全部采集的MR数据的欠采样子集(磁共振成像数据的顺序的数据部分)来重建,不需要额外的采集时间或干扰成像序列。欠采样实现高时间分辨率以及降低的空间分辨率。出于导航目的,降低的空间分辨率是可接受的,因为器官轮廓的位移是主要感兴趣的。

[0110] 从3D导航器计算的位移向量场能够被直接用于运动补偿的重建中。

[0111] 范例可以改变星形堆叠或螺旋堆叠序列的采集次序,使得以高帧率重建低分辨率3D体积(导航器图像)是可能的。体积充当运动导航器。

[0112] 根据欠采样数据来重建低空间分辨率图像的前提可以可能是(伪)随机采样方案。平面内伪随机轮廓分布(例如黄金角度或像伪黄金角度、极小黄金角度的导数)确定独立于子集尺寸的准均匀k空间覆盖,并且允许低分辨率重建而无条纹伪影。

[0113] 沿通过平面方向,利用准随机相位编码次序采集的相位编码步骤的子集(沿通过平面方向的分段的相位编码)通过使用压缩感知重建在没有混叠伪影的情况下被重建。

[0114] 在一些范例中,采集次序的数据采集可以为如下:

[0115] 径向增量遵循黄金角度状序列(例如黄金角度、极小黄金角度、伪黄金角度)。具有每个切片总共N个径向投影的扫描被分割成子集内具有相继编码号的 $N_{\text{sub}}$ 个轮廓(得到 $N/N_{\text{sub}}$ 个径向投影子集)的子集(顺序的数据部分)。

[0116] 笛卡尔维度上的编码步骤被划分成子集,编码号的分布必须以确保k空间被每个子集(准)均匀地采样的方式来进行选择。这种次序能够通过纯随机分布、伪随机(例如黄金分割)算法或通过排列(例如递归二分)来实现。沿轴向方向的总共M个编码步骤因此被划分成 $M_{\text{sub}}$ 个编码号(得到 $M/M_{\text{sub}}$ 个轴向编码子集)的子集。所有子集的编码步骤是相互排斥的且完全穷尽的。

[0117] 数据采集在4个循环中被组织:

[0118] 在所有 $N/N_{\text{sub}}$ 个径向投影子集上循环。

[0119] 在所有 $M/M_{\text{sub}}$ 个轴向编码子集上循环。

[0120] 在当前投影子集的所有 $N_{\text{sub}}$ 个径向投影上循环。

[0121] 在当前编码子集的所有 $M_{\text{sub}}$ 个轴向编码步骤上循环。

[0122] 对来自两个最内循环的数据的重建产生导航器的一个时间帧(导航器图像)。帧率因此由 $N_{\text{sub}}*M_{\text{sub}}*TR$ 给出。备选的循环次序也是可能的,只要充分的径向投影和轴向编码可用于导航器帧的重建。

[0123] 作为一范例,考虑具有1.5mm平面内和3mm通过平面分辨率以及使用 $M=56$ 个z编码步骤(可能使用并行成像或SENSE)的 $450 \times 450 \times 250 \text{ mm}^3$  FOV的肝脏的3D腹部扫描, $N$ =每个切片525个径向投影,并且 $TR=3.5\text{ms}$ 。利用 $N_{\text{sub}}=21$ (25个径向子集)和 $M_{\text{sub}}=8$ (7个轴向子集)的3D导航器重建产生具有600ms的时间更新速率的平面内和通过平面的2cm分辨率。

[0124] 导航器图像系列的重建能够通过沿非笛卡尔编码方向(“网格”)的具有考虑利用 $N_{\text{sub}}$ 个径向投影的欠采样的降低的分辨率的非均匀傅里叶变换来执行。压缩感知重建沿笛卡尔编码方向用来补偿由于笛卡尔编码步骤的欠采样的杂乱混叠伪影。

[0125] 进一步推动欠采样的下限并且允许更高的导航器帧率,压缩感知重建可以根据下式在时间维度上被延伸:

$$[0126] \quad \hat{d} = \operatorname{argmin} \{ \|E \cdot d - m\|_2^2 + \lambda \|T \cdot d\|_1 \}$$

[0127] 其中, $d$ 是图像系列, $T$ 是被强加于L1范数的时间全变分算子(稀疏化变换), $m$ 是所采集的k空间数据, $E$ 是由非均匀傅里叶变换潜在组合的线圈灵敏性图组成的编码算子。

[0128] 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。

[0129] 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。

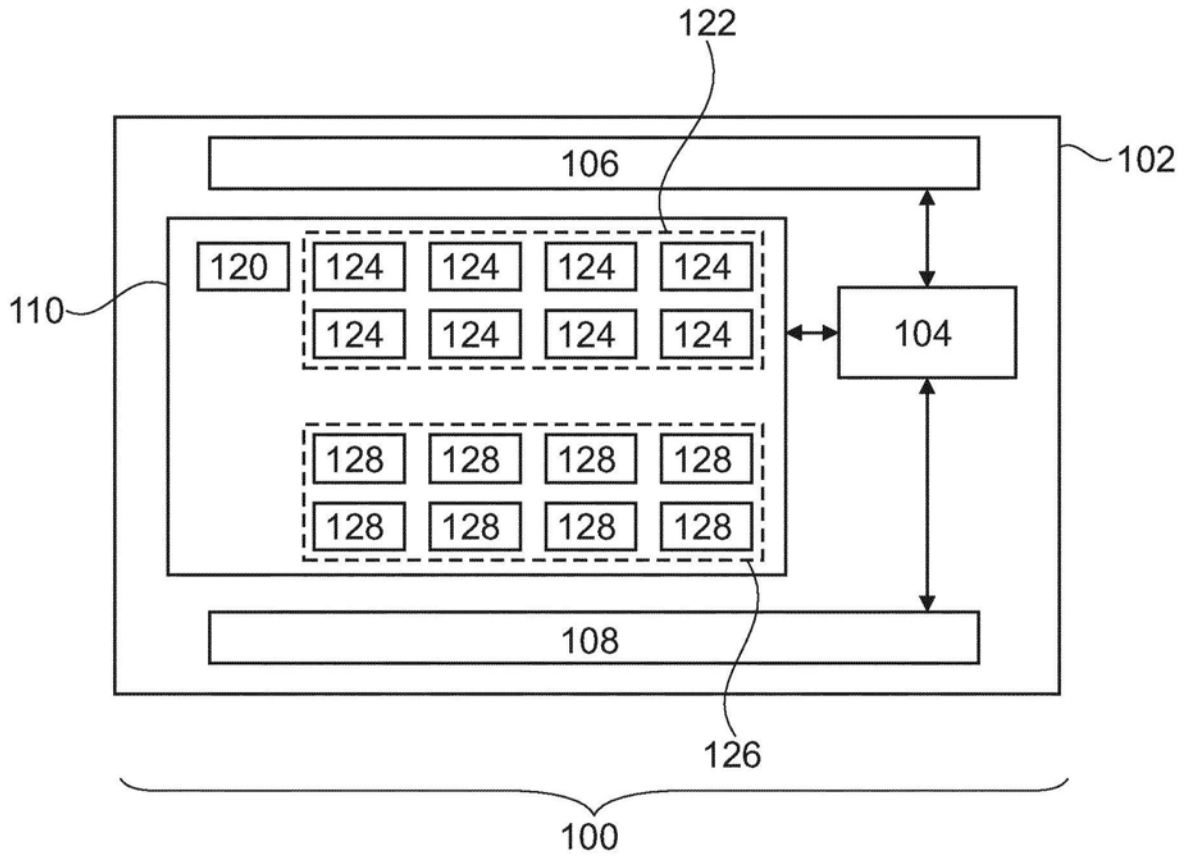


图1

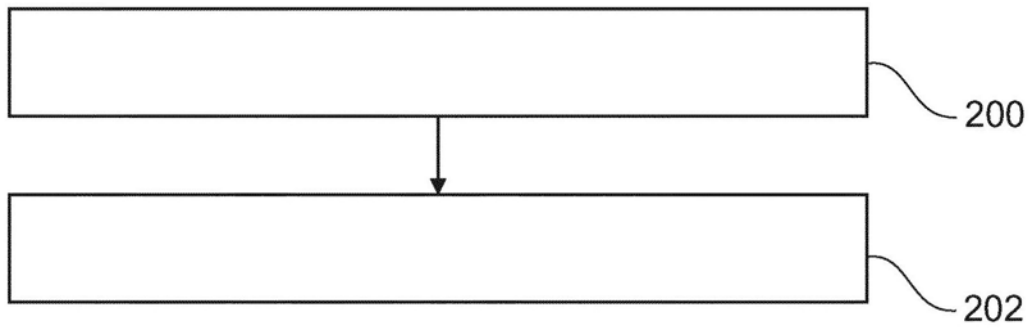


图2

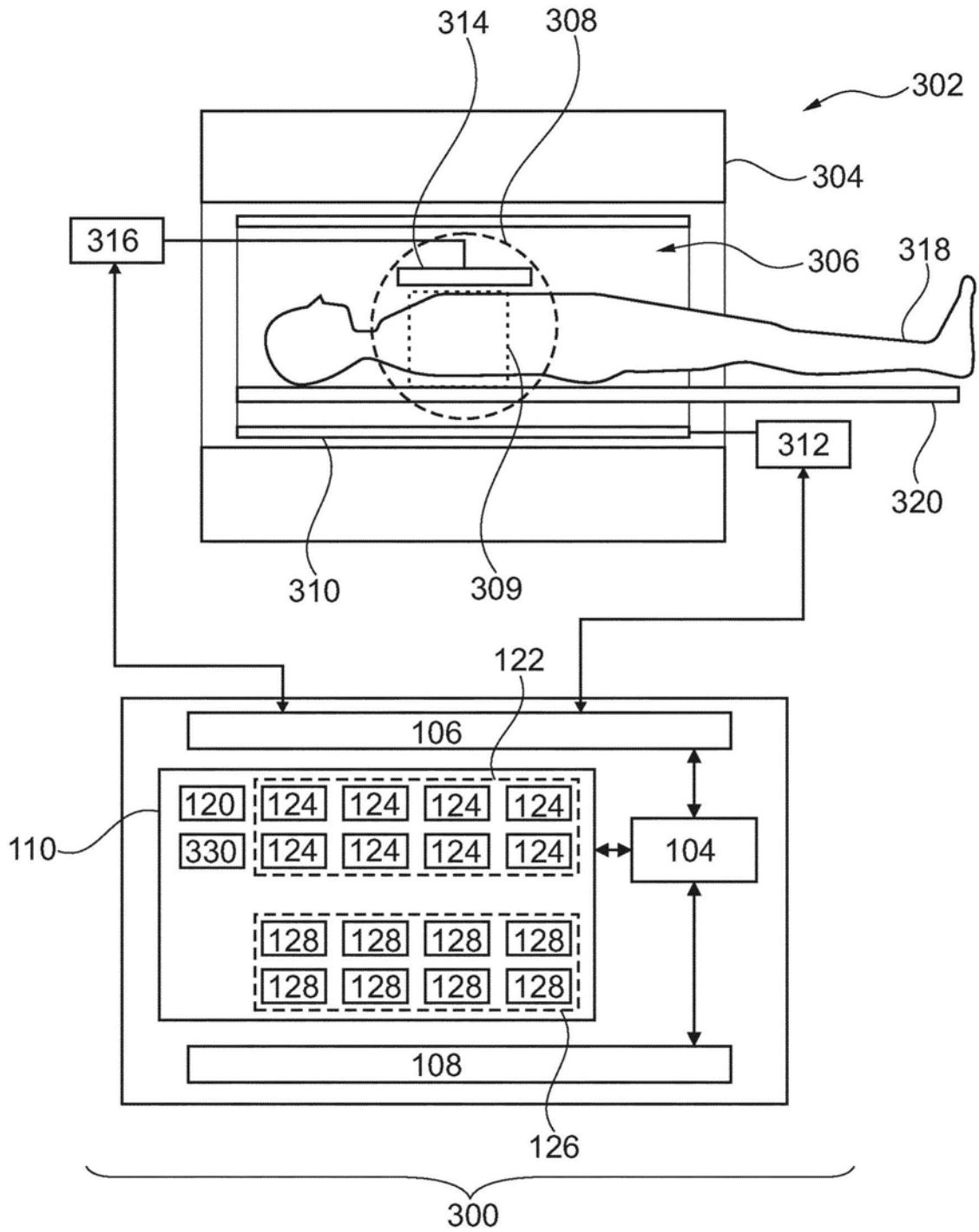


图3

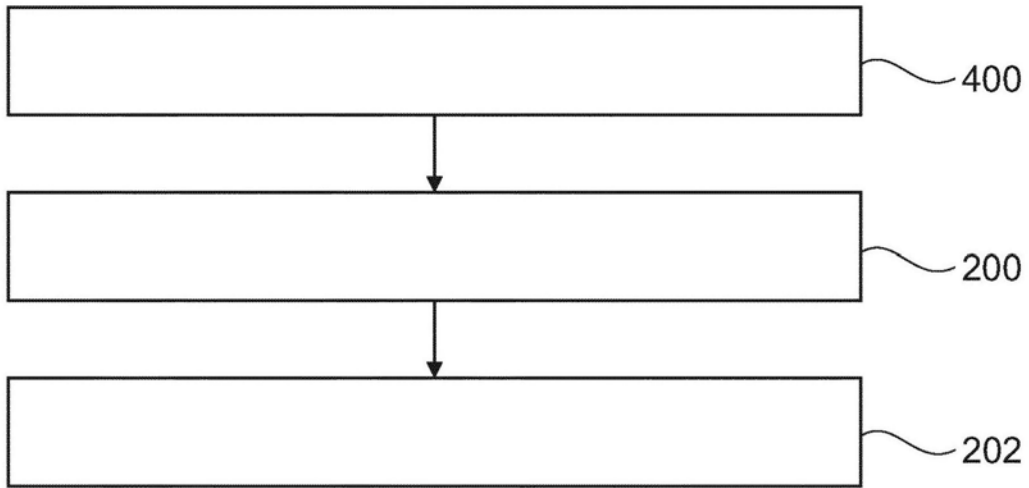


图4