



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113614558 B

(45) 授权公告日 2024. 12. 03

(21) 申请号 202080021030.4

S · 纳加拉杰 J · M · 佩特斯

(22) 申请日 2020.03.13

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(65) 同一申请的已公布的文献号

专利代理师 李光颖

申请公布号 CN 113614558 A

(43) 申请公布日 2021.11.05

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

G01R 33/48 (2006.01)

19162915.3 2019.03.14 EP

G01R 33/567 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01R 33/561 (2006.01)

2021.09.14

G01R 33/563 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/EP2020/056907 2020.03.13

CN 107750338 A, 2018.03.02

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 113740751 A, 2021.12.03

W02020/183000 EN 2020.09.17

CN 114910808 A, 2022.08.16

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

JP 2021189168 A, 2021.12.13

地址 荷兰艾恩德霍芬

US 2020150206 A1, 2020.05.14

审查员 姜晓岑

(72) 发明人 G · 贝克 C · 克里希纳

权利要求书2页 说明书7页 附图3页

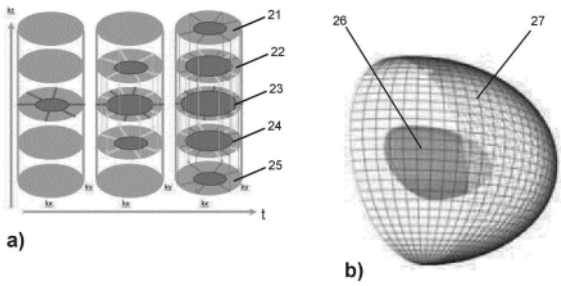
(54) 发明名称

明涉及一种MR设备(1)和一种用于MR设备(1)的计算机程序。

使用具有软运动门控的3D径向或螺旋采集的MR成像

(57) 摘要

本发明涉及对对象(10)进行MR成像的方法。本发明的目的是使用3D径向或螺旋采集方案实现MR成像,从而在存在运动的情况下提供增强的图像质量。所述方法包括以下步骤:通过使所述对象(10)经受包括RF脉冲和切换的磁场梯度的成像序列来生成MR信号;使用具有对k空间的中心部分(26)的过采样的3D径向或螺旋采集方案来采集所述MR信号;在采集所述MR信号期间检测所述对象(10)的运动引起的移位(d)和/或变形,并且将所采集的MR信号中的每一个分配给运动状态;根据在k空间的所述中心部分(26)中加权的所述MR信号来重建MR图像,其中,较强的加权(W、30)被应用于在较频繁的运动状态中采集的MR信号,而较弱的加权(W、31、32)被应用于在较不频繁的运动状态中采集的MR信号。此外,本发



1. 一种对被定位在MR设备 (1) 的检查体积中的对象 (10) 进行MR成像的方法, 包括以下步骤:

通过使所述对象 (10) 经受包括RF脉冲和切换的磁场梯度的成像序列来生成MR信号;

使用具有对k空间的中心部分 (26) 的过采样的3D径向或螺旋采集方案来采集所述MR信号;

在采集所述MR信号期间检测所述对象 (10) 的运动引起的移位 (d) 和/或变形, 并且将所采集的MR信号中的每一个分配给运动状态; 并且

根据在k空间的所述中心部分 (26) 中加权的MR信号来重建MR图像, 其中, 较强的加权 (W、30) 被应用于在较频繁的运动状态中采集的MR信号, 而较弱的加权 (W、31、32) 被应用于在较不频繁的运动状态中采集的MR信号,

其中, 较宽范围的加权因子被应用于k空间的所述中心部分 (26) 中的MR信号, 而较不明显的加权被应用于k空间的外围部分 (27) 中的MR信号, 使得能够避免来自k空间欠采样的条纹伪像。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 每个运动状态的发生频率是基于反映每个运动状态所采集的MR信号的数量直方图来确定的。

3. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中, 对k空间的所述中心部分 (26) 中的MR信号的加权每时间帧被调整。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法, 其中, 所述3D径向或螺旋采集方案包括k空间中的径向采样密度从中心切片 (22、23、24) 逐渐降低到外围切片 (21、25) 中的较低径向采样密度。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的方法, 其中, 在所述MR图像的重建期间应用于所述MR信号的所述加权 (W) 是根据用户指定的门控百分比导出的。

6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的方法, 其中, 所述MR信号经由具有不同空间灵敏度轮廓的多个RF接收线圈 (11、12、13) 并行地被采集。

7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的方法, 其中, 所述MR图像使用如SENSE的压缩感知或并行图像重建算法被重建。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法, 其中, MR图像的时间序列根据所采集的MR信号被重建。

9. 根据权利要求1至8中的任一项所述的方法, 其中, 所述MR信号被采集为径向或螺旋k空间轮廓, 其中, 所述k空间轮廓的旋转角度在连续k空间轮廓的采集期间根据黄金角度方案递增。

10. 一种MR设备, 包括至少一个主磁体线圈 (2)、多个梯度线圈 (4、5、6)、至少一个RF线圈 (9)、控制单元 (15) 以及重建单元 (17), 所述至少一个主磁体线圈用于在检查体积内生成均匀、稳定的磁场 B_0 , 所述多个梯度线圈用于在所述检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度, 所述至少一个RF线圈用于在所述检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自被定位在所述检查体积中的对象 (10) 的MR信号, 所述控制单元用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替, 所述重建单元用于根据所接收的MR信号来重建MR图像, 其中, 所述MR设备 (1) 被布置为执行以下步骤:

通过使所述对象 (10) 经受包括RF脉冲和切换的磁场梯度的成像序列来生成MR信号;

使用具有对k空间的中心部分(26)的过采样的3D径向或螺旋采集方案来采集所述MR信号;

在采集所述MR信号期间检测所述对象(10)的运动引起的移位(d)和/或变形,并且将所述MR信号中的每一个分配给运动状态;并且

根据在k空间的所述中心部分(26)中加权的MR信号来重建MR图像,其中,较强的加权(W、30)被应用于在较频繁的运动状态中采集的MR信号,而较弱的加权(W、31、32)被应用于在较不频繁的运动状态中采集的MR信号,

其中,较宽范围的加权因子被应用于k空间的所述中心部分(26)中的MR信号,而较不明显的加权被应用于k空间的外围部分(27)中的MR信号,使得能够避免来自k空间欠采样的条纹伪像。

11.一种要在MR设备上运行的计算机程序,所述计算机程序包括用于以下操作的指令:

生成包括RF脉冲和切换的磁场梯度的成像序列;

使用具有对k空间的中心部分(26)的过采样的3D径向或螺旋采集方案来采集MR信号;

在采集所述MR信号期间检测来自对象(10)的运动引起的移位(d)和/或变形,并且将所述MR信号中的每一个分配给运动状态;并且

根据在k空间的所述中心部分(26)中加权的所述MR信号来重建MR图像,其中,较强的加权(W、30)被应用于在较频繁的运动状态中采集的MR信号,而较弱的加权(W、31、32)被应用于在较不频繁的运动状态中采集的MR信号,

其中,较宽范围的加权因子被应用于k空间的所述中心部分(26)中的MR信号,而较不明显的加权被应用于k空间的外围部分(27)中的MR信号,使得能够避免来自k空间欠采样的条纹伪像。

使用具有软运动门控的3D径向或螺旋采集的MR成像

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像领域。本发明涉及对被放置在MR设备的检查体积中的对象进行MR成像的方法。本发明还涉及MR设备和要在MR设备上运行的计算机程序。

背景技术

[0002] 如今,利用磁场与核自旋之间的相互作用来形成二维或三维图像的图像形成MR方法已被广泛使用,尤其在医学诊断的领域中,这是因为对于软组织的成像,MR方法在许多方面优于其他成像方法,MR方法不需要电离辐射并且通常是无创的。

[0003] 通常,根据MR方法,将要被检查患者的身体布置在强而均匀的磁场 B_0 中,磁场 B_0 的方向同时定义坐标系的与测量相关的轴(通常是z轴)。磁场 B_0 会根据磁场强度针对个体核自旋产生不同的能级,磁场强度能够通过施加定义的频率(所谓的拉莫尔频率或MR频率)的电磁交变场(RF场)来激励(自旋共振)。从宏观的角度来看,个体核自旋的分布会产生整体磁化,整体磁化能够通过施加适当频率的电磁脉冲(RF脉冲)而偏离出平衡状态,同时该RF脉冲的对应磁场 B_1 垂直于z轴延伸,使得磁化绕z轴执行进动。进动描述了圆锥的表面,该圆锥的孔径角被称为翻转角。翻转角的大小取决于所施加的电磁脉冲的强度和持续时间。在所谓的90°脉冲的情况下,磁化从z轴偏转到横向平面(翻转角90°)。

[0004] 在RF脉冲终止之后,磁化弛豫回到原始的平衡状态,在该平衡状态下,z方向上的磁化以第一时间常数 T_1 (自旋晶格或纵向弛豫时间)再次建立,并且在垂直于z方向的方向上的磁化以第二较短的时间常数 T_2 (自旋-自旋或横向弛豫时间)弛豫。能够借助于接收RF线圈来检测横向磁化及其变化,该RF线圈被布置和定向在MR设备的检查体积内,使得在垂直于z轴的方向上测量磁化的变化。横向磁化的衰减伴随着因局部磁场不均匀性引起的RF激励后发生的失相,这种失相促进了从具有相同信号相位的有序状态到所有相位角均匀分布的状态的转变。能够借助于重新聚焦的RF脉冲(例如,180°脉冲)来补偿失相。这会在接收线圈中产生回波信号(自旋回波)。

[0005] 为了在身体中实现空间分辨率,将沿着三个主轴延伸的时变磁场梯度叠加在均匀磁场 B_0 上,从而导致自旋共振频率的线性空间依赖性。然后,在接收线圈中拾取的信号包含不同频率的分量,这些分量能够与身体中的不同位置相关联。经由接收线圈获得的信号数据对应于空间频域并且被称为k空间数据。k空间数据通常包括不同相位编码的采集的多条线。通过收集大量样本将每一条线数字化。借助于傅立叶变换将一组k空间数据转换为MR图像。

[0006] 在已知的所谓的三维(3D)星形堆叠(stack-of-stars)采集方案(例如,参见W02013/159044A1)中,应用了许多空间非选择性或平板选择性RF激励,在每个激励之后采集一个或多个MR信号(例如,梯度回波信号),其中,每个MR信号表示一个k空间轮廓。从多个平行切片采集作为径向k空间轮廓的MR信号。切片被布置在k空间中沿着切片方向的不同位置处。在切片方向(例如, k_z 方向)上执行标准笛卡尔相位编码,而MR信号是在每个单个切片内沿着围绕中心($k_x=k_y=0$)旋转的径向“辐条”采集的。这样就形成了由堆叠的圆盘(“星形

堆叠”)组成的圆柱形k空间。从技术上讲,这是通过在切片的面内方向上同时生成磁场梯度并调制其幅度来实现的。能够使用不同的方案来选择k空间轮廓采集步骤的时间顺序。例如,在采集不同角度位置(旋转角度)处的k空间轮廓之前,能够按顺序采集沿着切片方向的所有相位编码步骤。这样可以确保笛卡尔采样的周期保持较短,这导致切片堆叠内的高数据一致性并为星形堆叠方法保留径向采样的一般运动鲁棒性。笛卡尔相位编码步骤可以从中心切片向k空间外围(从中心向外)执行,或以从 $-k_{z,max}$ 向 $+k_{z,max}$ 的线性顺序执行。对于角度排序,成像序列能够使用具有多次交错的等距角度采样,或也能够使用所谓的黄金角度方案。在等距方案中,角度距离(即径向k空间轮廓的旋转角度的增量)是根据 $\Delta \Phi = 180^\circ / n_{总}$ 来计算的,其中, $n_{总}$ 是辐条的总数。使用多次交错(或“旋转”)来采集辐条可以是有益的,因为交错会降低k空间中的时间相干性。因此,运动不一致性会在k空间中散播开并且伪影被衰减。在黄金角度方案中,k空间轮廓的旋转角度每次增加 $\Delta \Phi = 111.25^\circ$,其对应于 180° 乘以黄金比率。因此,后续采样的辐条总是添加补充信息,同时填充先前采样的一组辐条内的最大间隙。因此,任何一组后续采集的辐条都会大致均匀地覆盖k空间,这例如实现了时间子帧的重建,并且使得黄金角度方案非常适合于动态(4D)成像研究。

[0007] 类似地,在也已知的螺旋堆叠采集方案中,在每个非选择性或平板选择性RF激励之后,采集表示螺旋k空间轮廓的一个或多个MR信号。像在星形堆叠方法中一样,切片也被布置在k空间中沿着切片方向的不同位置处,其中,在切片方向上执行标准笛卡尔相位编码,而在每个单个切片内沿着源点在k空间中心($k_x = k_y = 0$)的螺旋轨迹采集MR信号。

[0008] 前述的3D径向星形堆叠和螺旋堆叠方案为临床3D和4D MR成像提供了若干有前景的优点,如高运动鲁棒性和良性混叠伪影,特别结合k空间轮廓的黄金角度分布。

[0009] 然而,尽管这种固有的运动鲁棒性,所采集的MR图像仍然可能受到运动引起的信号波动的损害,只要没有应用用于运动补偿的额外措施。

[0010] 用于星形堆叠成像的运动补偿方法在本领域中是已知的。

[0011] 例如,已经开发了仅接受在某个预定义的呼吸门控窗口内采集的MR信号数据的门控技术。为了应对潜在的漂移问题,已经提出了使用多个个体运动状态(分箱)而不是一个预定义的门控窗口的多门控窗口方法(称为PAWS,参见US 7039451 B1)。运动状态中的每一个对应于检查中的身体的运动引起的移位的多个连续范围中的一个。根据属于针对其首先采集MR信号样本的完整集合的运动状态的MR信号数据来重建PAWS中的最终MR图像。ISMRM摘要(2014,第2515页)的J.Chaptinal等人的“Respiratory displacement weighting of the center of k-space for improve image quality in self-navigated golden angle 3D radial whole heart coronary MRA”讨论了用于扫描k空间的螺旋叶序3D径向轨迹。此外,文档D1提出了对中心k空间的KMIC类的加权,其依赖于呼吸上下(SI)移位。

发明内容

[0012] 从前述内容可以容易地理解,需要3D或4D径向或螺旋MR成像技术中的改进的运动补偿。因此,本发明的目的是使用在存在运动的情况下提供增强的图像质量的3D径向或螺旋采集方案实现MR成像。

[0013] 根据本发明,公开了一种对被放置在MR设备的检查体积中的对象进行MR成像的方法。所述方法包括以下步骤:

- [0014] 通过使所述对象经受包括RF脉冲和切换的磁场梯度的成像序列来生成MR信号；
- [0015] 使用具有对k空间的中心部分的过采样的3D径向或螺旋采集方案来采集所述MR信号；
- [0016] 在采集所述MR信号期间检测所述对象的运动引起的移位和/或变形，并且将所采集的MR信号中的每一个分配给运动状态；
- [0017] 根据在k空间的所述中心部分中加权的MR信号来重建MR图像，其中，较强的加权被应用于在较频繁的运动状态中采集的MR信号，而较弱的加权被应用于在较不频繁的运动状态中采集的MR信号。
- [0018] 根据本发明，利用对k空间的中心部分的过采样来执行三维径向或螺旋采集（优选地星形堆叠或螺旋堆叠采集）。径向或螺旋k空间采样密度在较靠近k空间中心（ $k=0$ ）的k空间位置处较高，而采样密度在较远离k空间中心定位的切片中较低。由于过采样，采样密度在k空间的中心部分中高于奈奎斯特准则所需的采样密度。k空间中心附近的k空间采样的增加的密度已经导致条纹伪影的水平降低，同时总扫描时间可以保持在最小值。根据本发明，为了较进一步减少运动伪影的目的，对中心k空间部分的过采样实现了中心k空间中的MR信号的加权。值得注意的是，与外围k空间中的MR信号的加权相比，这可以通过中心k空间中的MR信号的相对较强的加权来实现。
- [0019] 本发明的要点是例如通过外部运动传感器（呼吸带、相机等）或通过例如基于在时间序列中采集的k空间轮廓的相关性的固有运动检测来检测被检查对象（患者）的运动。在采集MR信号期间以这种方式确定对象的移位和/或变形，使得所采集的MR信号中的每一个可以被分配给运动状态。运动状态中的每一个可以优选地被定义为对应于对象的运动引起的移位和/或变形的多个连续范围中的一个。还可以基于根据来自k空间的中心过采样区域的MR数据重建的低分辨率图像的弹性配准来完成运动检测。本发明提出了通过对k空间的过采样中心部分中的MR信号进行加权的3D软门控方法，其中，较强的加权被应用于在较频繁的运动状态中采集的MR信号，而较弱的加权被应用于在较不频繁的运动状态中采集的MR信号。以这种方式，在被检查对象的较常见的运动状态下采集的MR信号对重建的MR图像贡献较多，而被分配给较远的运动异常值的MR信号具有较弱的贡献。换言之，在被检查对象呈现其最频繁采用的位置的情况下采集的MR信号被给予较强的权重，而从在很少呈现的位置中的对象采集的MR信号在重建的MR图像中被抑制。优选地，所应用的加权因子根据检测到的移位/变形而平滑地变化（“软门控”）。该方法的结果是根据3D径向或螺旋采集重建的MR图像在存在被检查对象的运动的情况下具有显著降低的伪影水平。例如，更具体地，所述MR信号使用星形堆叠或螺旋堆叠采集方案、或3D K00SH球或3D Helix螺旋采集方案被采集。
- [0020] 在实际实施例中，作为用于重建步骤中的MR信号加权的基础的每个运动状态的发生频率是从直方图导出的，所述直方图是在MR信号采集期间或之后建立的，并且反映每个运动状态所采集的MR信号的数量。可以容易地从直方图导出用于重建的加权因子，其中，考虑了用户指定的门控百分比。门控百分比将通过加权抑制的MR信号的比例定义为可以由用户根据需要调谐的全局参数。当确定加权因子时，必须针对k空间的中心部分考虑与奈奎斯特准则的符合性，以便避免混叠伪像。这可以通过从用户指定的门控百分比导出可变的过采样率来实现。
- [0021] 在优选实施例中，与k空间的外围部分相比，较多的加权（即，较宽范围的加权因

子)被应用于k空间的中心部分中的MR信号。外围k空间中的较不明显的加权具有可以避免来自k空间子采样的条纹伪像的效果。

[0022] 根据另一优选实施例,本发明结合并行成像来应用。经由具有不同空间灵敏度轮廓的多个RF接收线圈并行采集MR信号。使用并行图像重建算法(如(非笛卡尔)SENSE)来对应地重建MR图像。本发明还可以与压缩感测(参见M.Lustig等人的“Compressed sensing MRI”,IEEE signal processing magazine,2008,vol.25,no.2,第72-82页)组合。如果将其与SENSE或压缩感测组合,则可以根据本发明将更明显的加权应用于外围k空间部分中的MR信号。本发明的这些稀疏采样实施方式可以通过人工智能技术来实施。即使被分配给被检查对象的较不频繁的运动状态的所采集的MR信号的显著部分被抑制,也可以避免条纹伪影。

[0023] 根据又一优选实施例,根据所采集的MR信号来重建MR图像的时间序列。在4D动态径向扫描中,可以在每个时间帧(即,每个动态扫描)应用本发明的所提出的软门控方法。优点不仅是在相同的扫描时间内提供例如与导航器门控技术相比改善的图像质量,而且本发明的方法还使得等距动态扫描时间不受例如被检查患者的呼吸模式的影响。此外,该4D方面可以包括使用轮廓共享原理、具有加权原理的3D高通滤波器(KWIC)来导出时间信息。直方图和加权通常可以根据动态而变化。加权在中心平台中可以是恒定的,这对于4D扫描减少动态闪烁效应是有效的。

[0024] 为了优化所采集的MR信号的k空间分布,可以根据黄金角度方案来选择径向或螺旋k空间轮廓的角度排序。在黄金角度方案中,如上所述,k空间轮廓的旋转角度从采集到采集每次递增 $\Delta \Phi = 111.25^\circ$,这对应于 180° 乘以黄金比率。因此,随后采样的径向或螺旋k空间轮廓总是添加补充信息,同时填充先前采样的轮廓集合内的最大间隙。因此,任何一组后续采集的轮廓大致均匀地覆盖k空间。

[0025] 旋转角度的分布也可以适于各向异性视场(参见Wu等人的“Anisotropic field-of-view support for golden angle radial imaging”,Magn Reson Med.,76,229-236,2016),其中,径向(或螺旋)k空间轮廓不是等距分布的。用于优化采样顺序的其他方法,例如CENTRA排序(参见W02016202707A1)或旋转的星形堆叠(参见Zhou等人的“Golden-ratio rotated stack-of-stars acquisition for improved volumetric MRI”,Magn.Reson.Med.2017),可以与本发明的方法组合。

[0026] 当前所描述的本发明的方法能够借助于MR设备来执行,所述MR设备包括:至少一个主磁体线圈、多个梯度线圈、至少一个身体RF线圈、控制单元以及重建单元,所述至少一个主磁体线圈用于在检查体积内生成均匀、稳定的磁场 B_0 ,所述多个梯度线圈用于在所述检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度,所述至少一个身体RF线圈用于在所述检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自被定位在所述检查体积中的患者的身体的MR信号,所述控制单元用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替,所述重建单元用于根据所接收的MR信号来重建MR图像。本发明的方法能够通过对于MR设备重建单元和/或控制单元进行对应的编程来实施。

[0027] 本发明的方法能够有利地在目前临床上使用的大多数MR设备上执行。为此,仅仅需要利用控制MR设备的计算机程序而使得该MR设备执行本发明的上述方法步骤。该计算机程序可以存在于数据载体上,或可以存在于数据网络中以便下载以安装在MR设备的控制单

元中。

附图说明

[0028] 附图公开了本发明的优选实施例。然而,应当理解,附图仅是出于说明的目的设计的,且并不作为限制本发明的定义。在附图中:

[0029] 图1示出了用于执行本发明方法的MR设备的方框图;

[0030] 图2示出了示意性地图示本发明的k空间采样方案的实施例的k空间的示意图;

[0031] 图3示出了在本发明的软运动门控方案中应用的加权因子的确定;

[0032] 图4示出了两幅MR图像,图4a示出了通过3D径向扫描常规采集的MR图像,图4b示出了根据本发明采集并重建的相同MR图像。

具体实施方式

[0033] 参考图1,以框图示出了MR设备1。该设备包括超导式或电阻式主磁体线圈2,使得沿着穿过检查体积的z轴创建基本上均匀的、在时间上恒定的主磁场 B_0 。该设备还包括一组(一阶、二阶,并且在适用情况下的三阶)匀场线圈2',其中,流过该组2'的个体匀场线圈的电流是可控制的,以便将检查体积内的 B_0 偏差最小化。

[0034] 磁共振生成和操纵系统施加一系列RF脉冲和切换的磁场梯度以反转或激励核磁自旋,引发磁共振,重新聚焦磁共振,操纵磁共振,在空间上和以其他方式编码磁共振,使自旋饱和等,从而执行MR成像。

[0035] 更具体地,梯度放大器3沿着检查体积的x轴、y轴和z轴将电流脉冲或波形施加到全身梯度线圈4、5和6中的选定线圈。数字RF频率发射器7经由发送/接收开关8将RF脉冲或脉冲包发射到身体RF线圈9,从而将RF脉冲发射到检查体积中。典型的MR成像序列包括短持续时间的RF脉冲段的包,这些脉冲段与任何施加的磁场梯度一起实现了对核磁共振信号的选定操纵。RF脉冲用于使共振饱和,激励共振,反转磁化,重新聚焦共振或操纵共振并选择被定位在检查体积中的身体10的部分。MR信号也被身体RF线圈9拾取。

[0036] 为了生成身体10的有限区域的MR图像或为了借助于并行成像的扫描加速,将一组局部阵列RF线圈11、12、13放置为邻近被选择用于成像的区域。阵列线圈11、12、13能够用于接收由身体线圈RF发射所引起的MR信号。

[0037] 结果得到的MR信号由身体RF线圈9和/或阵列RF线圈11、12、13拾取并由优选包括前置放大器(未示出)的接收器14解调。接收器14经由发送/接收开关8被连接到RF线圈9、11、12和13。

[0038] 主机计算机15控制匀场线圈2'以及梯度脉冲放大器3和发射器7,以生成多个MR成像序列中的任意,诸如用于3D径向或螺旋成像的快速场回波(TFE)或快速自旋回波(TSE)。对于选定的序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速相继地接收单个或多个MR信号轮廓。数据采集系统16对所接收的信号执行模数转换并将每条MR数据线转换为适合于进一步处理的数字格式。在现代MR设备中,数据采集系统16是专门用于采集原始图像数据的单独的计算机。

[0039] 最终,数字原始图像数据由重建处理器17重建成图像表示,重建处理器17应用傅立叶变换或其他合适的重建算法,例如,SENSE。MR图像表示三维体积。图像然后被存储在图

像存储器中,在图像存储器中可以访问图像以例如经由视频监视器18将图像表示的切片、投影或其他部分转换成合适的格式以进行可视化,视频监视器18提供得到的MR图像的人类可读显示。

[0040] 主机计算机15被编程为运行上文和下文中描述的本发明的方法。

[0041] 如图2a所示,根据3D星形堆叠采集方案采集MR信号(例如使用传统的TFE成像序列)。在多个空间非选择性或平板选择性RF激励中的每一个之后,采集一个或多个MR信号,其中,每个MR信号表示k空间轮廓。MR信号从多个(在图2a的实施例中,五个)平行切片21、22、23、24、25被采集为径向k空间轮廓。切片沿着切片方向 k_z 布置在不同的位置。在 k_z 方向上执行笛卡尔相位编码,同时每个单个切片内沿着围绕中心($k_x=k_y=0$)旋转的径向“辐条”采集MR信号。这导致由堆叠的盘组成的圆柱形k空间覆盖。对于辐条的角度排序,采用黄金角度方案。辐条的角度每次递增 $\Delta \Phi = 111.25^\circ$ 。每个切片的k空间轮廓的径向密度,即采集的辐条的数量根据切片位置而变化,其中,径向密度在较靠中心的k空间位置处较高,并且在较靠外围k空间位置处较低。这在图2a的实施例中如下实现:在第一步骤中,仅从中心k空间切片采集多个辐条。在下一步骤中,从中心三个切片采集相同数量的辐条,在第三步骤中,再次从所有五个切片采集相同数量的辐条。在对不同黄金角位置处的k空间轮廓进行采样之前,执行沿着切片方向的相位编码步骤的连续采集,这对确保高数据一致性和一般的运动鲁棒性至关重要。以这种方式,k空间中心($k_z=0$ 附近)比k空间外围更密集地采样。以这种方式改变k空间轮廓(辐条)的径向密度,使得根据给定的FOV的奈奎斯特准则在围绕k空间的中心($k_x=k_y=k_z=0$)的椭圆体26(见图2b)内被满足。本发明使在k空间的中心部分26中符合奈奎斯特准则的k空间采样的总扫描时间最小化。根据本发明,在k空间的图像能量主导的中心部分26中提供过采样。径向采样密度从中心切片22、23、24逐渐减小到外围切片21、25中的较低径向采样密度。在椭圆体26外部,即在k空间的外围部分27中,径向k空间密度甚至可以低于奈奎斯特阈值,而不会显著影响图像质量。星形堆叠采集方案在实践中可以实施为3D中心径向星形堆叠或3D椭圆可变密度径向星形堆叠。由于k空间中心周围的较高径向采样密度,在最小扫描时间内通过所描述的k空间采样方案已经减少了条纹伪影。

[0042] 根据本发明,例如通过常规的呼吸带检测被检查身体10的运动。在采集MR信号期间以这种方式确定被检查解剖结构的移位,使得所采集的MR信号中的每一个可以被分配给运动(呼吸)状态。运动状态中的每一个被定义为对应于呼吸运动引起的移位的多个连续范围中的一个。

[0043] 在此基础上,通过对k空间的过采样中心部分26中的MR信号进行加权来实施3D软门控方法,其中,将较强的加权应用于在较频繁的运动状态下采集的MR信号,而将较弱的加权应用于在较不频繁的运动状态下采集的MR信号。在患者呈现其在呼吸期间最频繁采取的位置的情况下采集的MR信号被给予较强的权重,而在很少呈现的位置中采集的MR信号在重建的MR图像中被抑制。

[0044] 作为用于MR信号加权的基础的每个运动状态的发生频率是从如图3的下图中所图示的直方图导出的。直方图是在MR信号采集期间或之后建立的。它反映了每个运动状态所采集的MR信号的数量。在该示意图中,频率F被描绘为分配给相应运动状态的检测到的移位d的函数。图3的上示意图中所示出的加权因子W是从直方图导出的,其中,考虑了用户指定的门控百分比。门控百分比将通过加权抑制的MR信号的比例定义为可以由用户根据需要调

谐的全局参数(其中,图像噪声和伪影水平被平衡)。当确定加权因子时,应当针对k空间的中心部分27考虑与奈奎斯特准则的符合性,以便避免混叠伪像。如在图3的上图中可以看到的,最大权重(箭头30)被应用于最频繁出现的移位d。权重W朝向较不频繁发生的移位(箭头31)下降。将最小加权应用于归因于移位d的罕见异常值的MR信号(箭头32)。加权因子W根据检测到的移位d平滑地变化。在所描绘的实施例中,加权因子是移位d的线性函数,其中,不同的斜率被分配给移位d的不同范围。曲线W(d)的任何其他形状当然是可能的。

[0045] 该软门控方法的结果是根据3D径向或螺旋采集重建的MR图像在存在患者的身体10的运动的情况下具有显著降低的伪影水平。这可以在图4中看到,图4示出了使用3D径向采集方法从胸腔区域采集的切片MR图像。图4a所示的MR图像已经常规地被采集和重建,而图4b的MR图像已经使用本发明的软门控方法被重建。图4a的MR图像示出了显著的运动伪影(白色箭头指示条纹伪影)。这些伪影不存在于图4b的MR图像中。

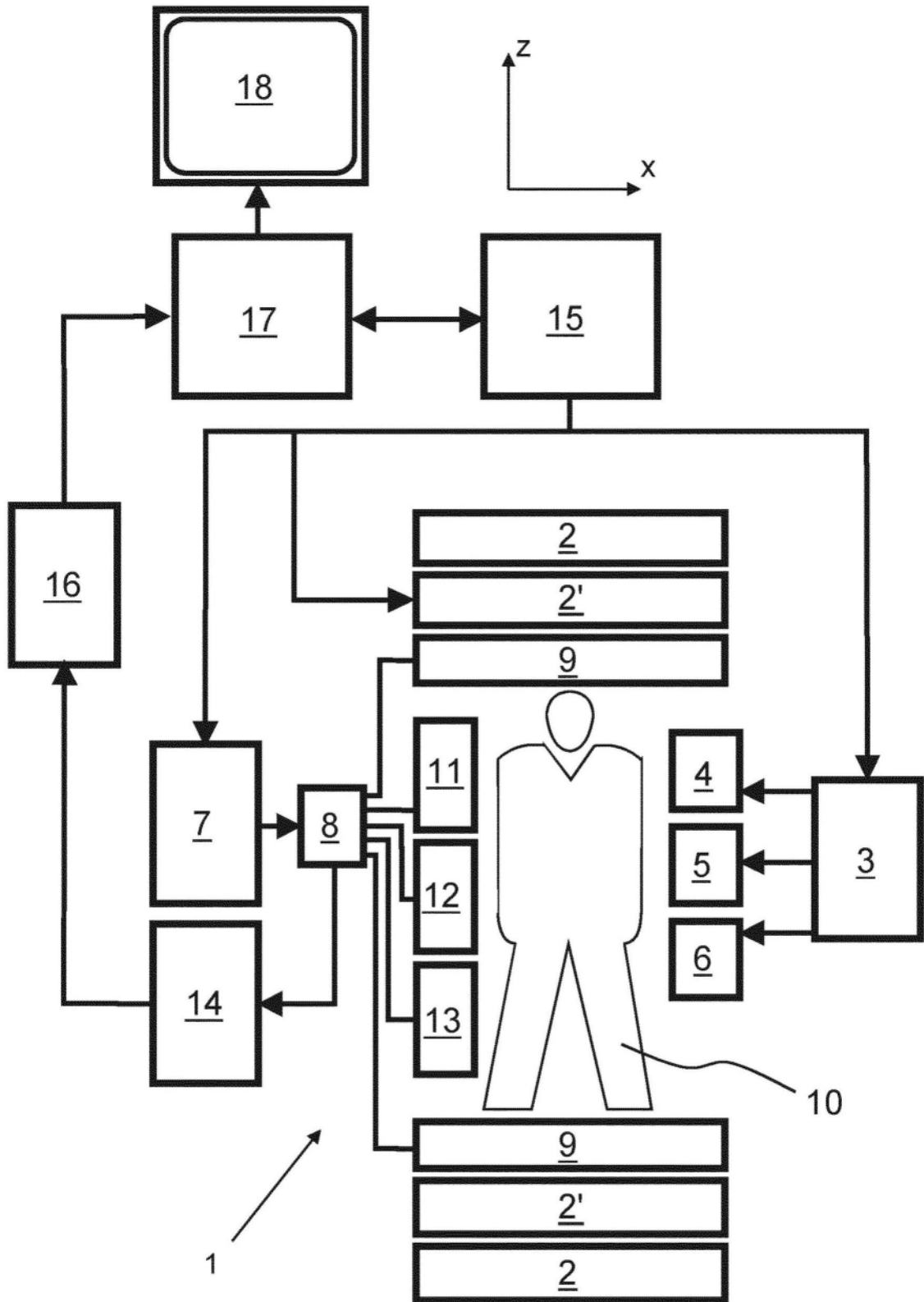


图1

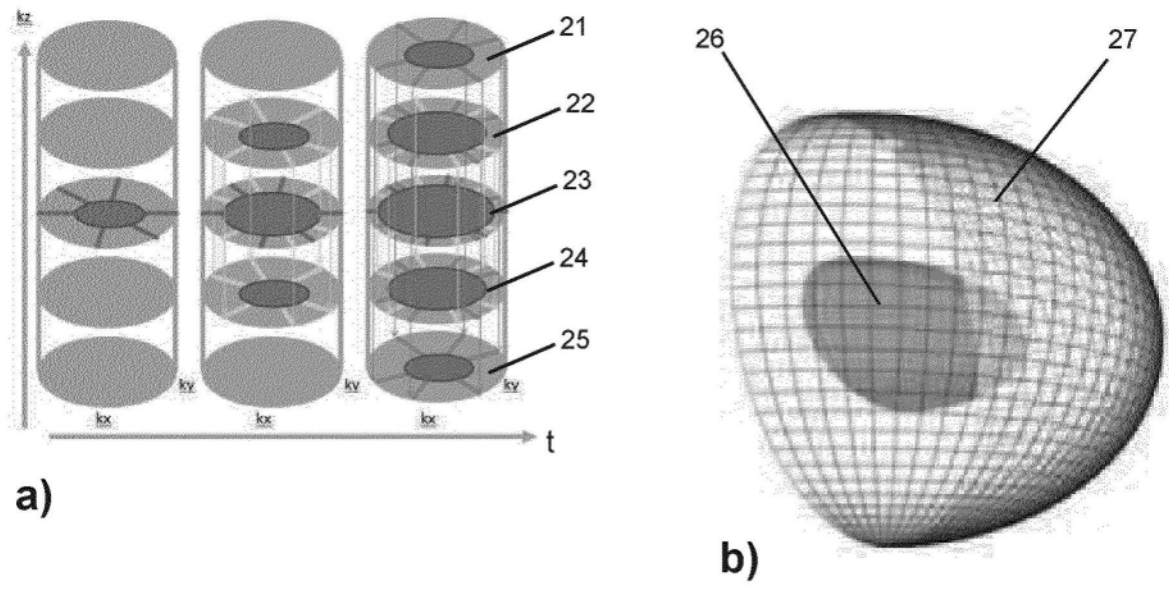


图2

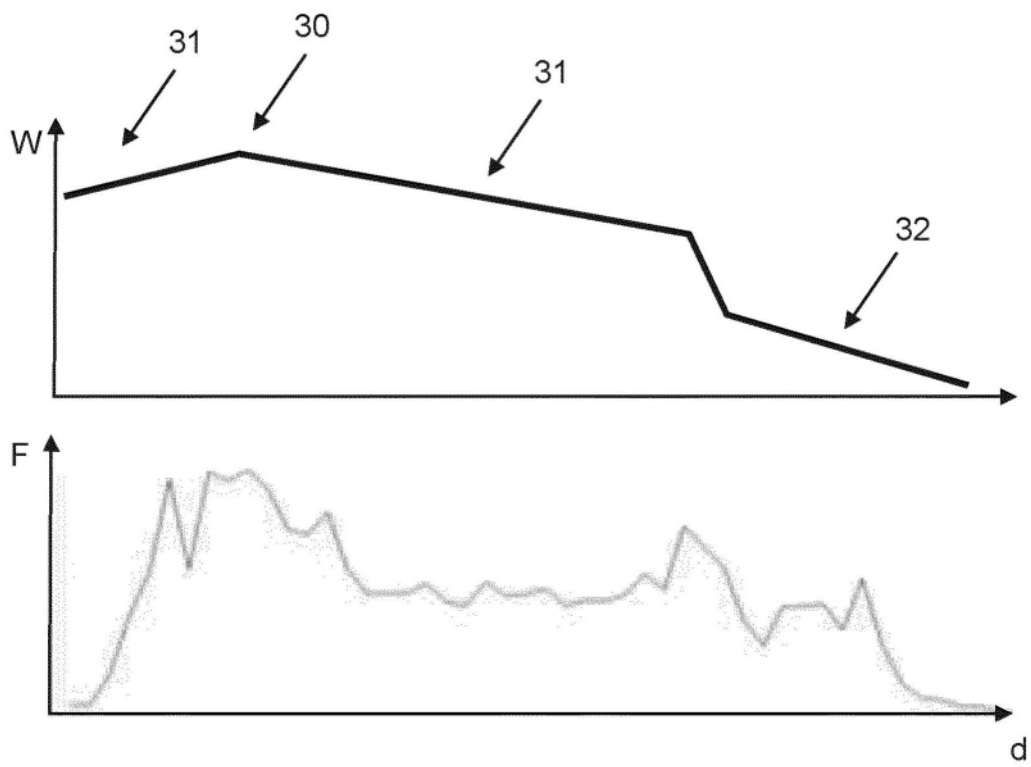


图3

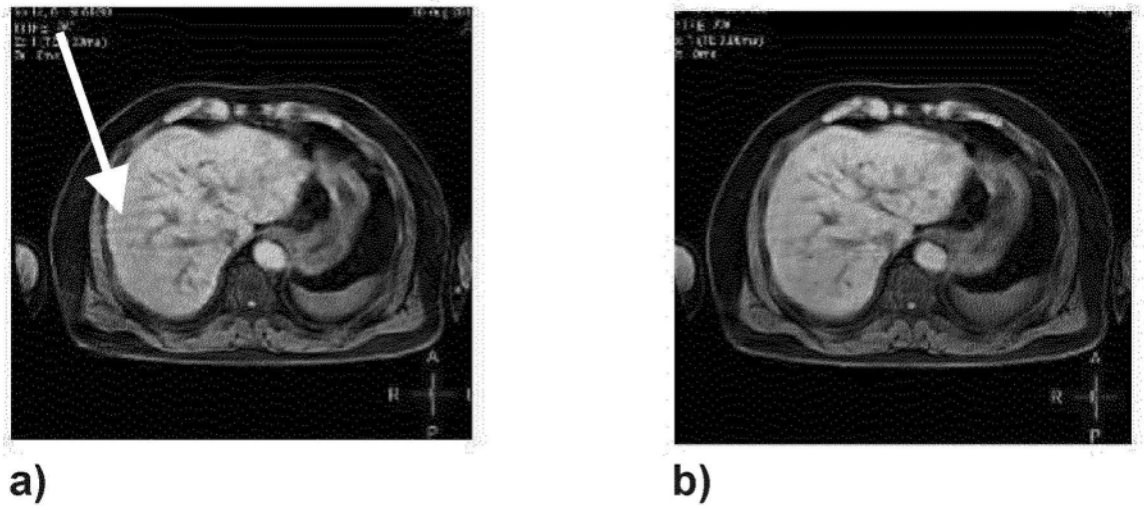


图4