



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111344588 A

(43)申请公布日 2020.06.26

(21)申请号 201880072793.4

(22)申请日 2018.10.05

(30)优先权数据

17195606.3 2017.10.10 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/077181 2018.10.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/072719 EN 2019.04.18

(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 M·I·多内瓦 J·H·维尔贝恩

G·M·贝克

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄

(51)Int.Cl.

G01R 33/567(2006.01)

G01R 33/48(2006.01)

G01R 33/561(2006.01)

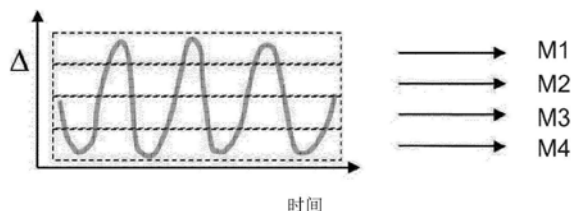
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

使用运动相关径向或螺旋k空间采样进行MR
成像

(57)摘要

本发明涉及对被放置在MR设备(1)的检查体积中的对象(10)进行MR成像的方法。本发明的目的是使用具有降低的运动伪迹水平的径向(或螺旋)采集方案来实现MR成像。本发明的方法包括以下步骤序列:-检测对象(10)的瞬时运动引起的位移(Δ);-将检测到的位移(Δ)归因于运动状态(M1-M5),每个运动状态(M1-M5)对应于位移(Δ)的多个连续范围之一;-通过个体地针对每个运动状态(M1-M5)从初始角坐标开始增大角坐标来确定径向或螺旋k空间轮廓的角坐标;-采集k空间轮廓;-将步骤a-d重复多次;并且-至少根据归因于运动状态(M1-M5)之一的k空间轮廓来重建MR图像。此外,本发明涉及用于执行该方法的MR设备(1)以及要在MR设备(1)上运行的计算机程序。



1. 一种对被放置在MR设备(1)的检查体积中的对象(10)进行MR成像的方法,所述方法包括以下步骤序列:

- 检测所述对象(10)的瞬时运动引起的位移(Δ);
- 将检测到的位移(Δ)归因于运动状态(M1-M5),每个运动状态(M1-M5)对应于位移(Δ)的多个连续范围中的一个;
- 通过个体地针对每个运动状态(M1-M5)从初始角坐标开始增大角坐标来确定径向或螺旋k空间轮廓的角坐标,其中,将不同的初始角坐标归因于每个运动状态(M1-M5);
- 采集所述k空间轮廓;
- 将步骤a-d重复多次;并且
- 至少根据归因于所述运动状态(M1-M5)中的一个运动状态的所述k空间轮廓来重建MR图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,重复步骤a-d,直到归因于所述运动状态(M1-M5)中的至少一个运动状态的总采集的k空间轮廓跨越k空间中的足够密集采样的圆形或球形区域以根据其来重建所述MR图像。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述径向k空间轮廓是从多个平行切片采集的,所述多个平行切片沿着垂直于所述k空间轮廓被旋转的平面的切片方向被布置在邻近位置处。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的方法,其中,所述角坐标根据黄金角方案而增大。

5. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其中,所述瞬时运动引起的位移(Δ)是根据作为固有导航器信号在先前的重复中采集的k空间轮廓导出的。

6. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其中,通过采集导航器信号来检测所述瞬时运动引起的位移(Δ)。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的方法,其中,通过使用运动传感器来检测所述瞬时运动引起的位移(Δ)。

8. 根据权利要求1-7中任一项所述的方法,其中,所述MR图像是根据归因于所述运动状态中的至少两个运动状态的MR信号重建的。

9. 根据权利要求1-8中任一项所述的方法,其中,针对至少两个运动状态(M1-M5)中的每个运动状态来重建个体MR图像,其中,使用配准算法将所述个体MR图像组合为最终MR图像,以校正所述运动状态(M1-M5)之间的所述运动引起的位移。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的方法,其中,所述MR图像是使用非笛卡尔SENSE或压缩感测来重建的。

11. 一种MR设备,包括:至少一个主磁体线圈(2),其用于在检查体积内生成均匀的静磁场;多个梯度线圈(4、5、6),其用于在所述检查体积内的不同的空间方向上生成切换的磁场梯度;至少一个RF线圈(9),其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于所述检查体积中的对象(10)的MR信号;控制单元(15),其用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替;以及重建单元(17),其用于根据接收到的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序列:

- 检测所述对象(10)的瞬时运动引起的位移(Δ);
- 将检测到的位移(Δ)归因于运动状态(M1-M5),每个运动状态(M1-M5)对应于位移

(Δ)的多个连续范围中的一个;

-通过个体地针对每个运动状态 (M1-M5) 从初始角坐标开始增大角坐标来确定径向或螺旋k空间轮廓的角坐标,其中,将不同的初始角坐标归因于每个运动状态 (M1-M5);

-采集所述k空间轮廓;

-将步骤a-d重复多次;并且

-至少根据归因于所述运动状态 (M1-M5) 中的一个运动状态的所述k空间轮廓来重建MR图像。

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

-检测对象 (10) 的瞬时运动引起的位移 (Δ);

-将检测到的位移 (Δ) 归因于运动状态 (M1-M5), 每个运动状态 (M1-M5) 对应于位移 (Δ) 的多个连续范围中的一个;

-通过个体地针对每个运动状态 (M1-M5) 从初始角坐标开始增大角坐标来确定径向或螺旋k空间轮廓的角坐标,其中,将不同的初始角坐标归因于每个运动状态 (M1-M5);

-采集所述k空间轮廓;

-将步骤a-d重复多次;并且

-至少根据归因于所述运动状态 (M1-M5) 中的一个运动状态的所述k空间轮廓来重建MR图像。

使用运动相关径向或螺旋k空间采样进行MR成像

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振 (MR) 成像领域。其涉及对象的MR成像的方法。本发明还涉及一种MR设备以及一种要在MR设备上运行的计算机程序。

背景技术

[0002] 利用磁场和核自旋之间的相互作用以便形成二维或三维图像的图像形成MR方法现在被广泛使用,特别是在医学诊断领域中,因为对于对软组织的成像,它们在许多方面优于其他成像方法,不需要电离辐射并且通常是无创的。

[0003] 根据一般的MR方法,要检查的对象(例如患者的身体)被布置在强、均匀的磁场中,所述磁场的方向同时限定测量基于的坐标系的轴(通常地,z轴)。磁场根据可以通过施加限定频率(所谓的拉莫尔频率,或者MR频率)的电磁交变场(RF场)所激励(自旋共振)的磁场强度产生针对个体核自旋的不同的能级。从宏观的观点来看,个体核自旋的分布产生整体磁化,所述整体磁化可以通过施加适当频率的电磁脉冲(RF脉冲)而偏离平衡状态,使得所述磁化关于z轴执行进动运动。进动运动描述了圆锥的表面,所述圆锥的孔径角被称为翻转角。翻转角的幅度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,自旋从z轴偏转到横向平面(翻转角度90°)。

[0004] 在RF脉冲的终止之后,磁化弛豫回到原始平衡状态,其中,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强度以第二时间常数 T_2 (自旋-自旋或横向弛豫时间)弛豫。可以借助于接收RF线圈来检测磁化的变化,所述接收RF线圈以这样的方式在MR设备的检查体积内被布置和取向:在垂直于z轴的方向上测量磁化的变化。在施加例如90°脉冲之后,横向磁化的衰变伴随着核自旋(由局部磁场不均匀性引起)从具有相同相位的有序状态到所有相位角均匀分布(失相)的状态的转变。失相可以借助于重聚焦脉冲(例如180°脉冲)来补偿。这在接收线圈中产生回波信号(自旋回波)。

[0005] 为了实现身体中的空间分辨率,沿着三个主轴延伸的恒定磁场梯度叠加在均匀磁场上,从而导致自旋共振频率的线性空间相关性。然后,在接收线圈中拾取的信号包含可以与身体中的不同位置相关联的不同频率的分量。经由接收线圈获得的信号数据对应于空间频率域并且被称为k空间数据。k空间数据通常包括利用不同相位编码采集的多条线。通过收集多个样本来对每条线进行数字化。借助于图像重建算法将一组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W0 2013/159044 A1)中,应用了多个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k空间轮廓。从多个平行切片中采集作为径向k空间轮廓的MR信号。切片被布置在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。这实现了由堆叠的圆盘(“星形堆叠”)组成的圆

柱形k空间。从技术上讲,这是通过在切片的平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。这确保笛卡尔采样的周期保持为短,这导致切片堆叠内具有高的数据一致性并为星形堆叠方法保留径向采样的总体运动鲁棒性。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,或者以从 $-k_{z,max}$ 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,或者所谓的黄金角方案。在等距方案中,角度距离是根据 $\Delta\Phi = 180^\circ/n_{总}$ 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,运动不一致性在k空间中散播开并且伪迹被衰减。在黄金角方案中,k空间轮廓的角度每次增大 $\Delta\Phi = 111.25^\circ$,其对应于 180° 乘以黄金比率。还已知的是所谓的伪黄金角和微小黄金角方案,其在本文中全部被认为属于通用术语“黄金角方案”。在这样的黄金角方案中,后续采样的辐条总是在填充先前采样的一组辐条内的最大间隙的同时添加补充信息。结果,任何顺序的一组采集的辐条大致均匀地覆盖k空间,这使得能够重建时间子帧并使黄金角方案非常适合于动态成像研究。

[0007] 前述的3D径向星形堆叠方案为临床MR成像提供了若干有希望的优点,如良性混叠伪影和k空间中心的连续更新。然而,尽管其固有的运动鲁棒性,但采集的MR图像仍可能在一定程度上受到运动的影响。

[0008] 为了克服该困难,已经开发出门控技术,该门控技术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。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)。运动状态中的每个对应于检查下的身体的运动引起的位移的多个连续范围之一。从归因于运动状态的MR信号数据中重建PAWS中的最终MR图像,针对该运动状态首先采集了完整的一组MR信号样本。然后丢弃所有其他MR信号数据。

[0009] 还已知的是,与黄金角方案相结合的径向采集的MR信号数据可以追溯地归因于类似于PAWS方法的运动状态。然后可以从归因于运动状态的MR信号数据重建MR图像,针对该运动状态已经采集了最大量的MR信号数据。备选地,可以应用受约束重建,其使用不同运动状态之间的相关性来同时重建所有运动状态的MR图像。这种方法利用了所有采集的数据,从而实现了100%的扫描效率。

[0010] 尽管黄金角采样在任意采集间隔内提供了径向k空间轮廓的准均匀角度分布,但是归因于每个呼吸运动状态的MR信号数据不一定很好地分布。不保证将来自多个时间间隔的MR信号数据组合将导致所采集的径向k空间轮廓的很好分布的角度采样。潜在的聚类 and 径向轮廓之间的大间隙可能会降低重建MR图像的图像质量。

[0011] 国际申请W02016/069602涉及自适应实时径向k空间采样轨迹(ARKS)。ARKS采集响应于生理反馈信号以减少运动影响。从生理信号分析中发送采集新的径向投影的指令。

发明内容

[0012] 根据前述内容,容易意识到,存在对一种改进的MR成像技术的需要。本发明的目的是使用具有降低的运动伪迹水平的径向(或螺旋)采集方案来实现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序列：

[0014] 检测对象的瞬时运动引起的位移；

[0015] -将检测到的位移归因于运动状态，每个运动状态对应于位移的多个连续范围之一；

[0016] -通过个体地针对每个运动状态从初始角坐标开始增大角坐标来确定径向或螺旋k空间轮廓的角坐标，并且将不同的初始角坐标归因于每个运动状态。

[0017] -采集k空间轮廓；

[0018] -将步骤a-d重复多次；并且

[0019] -至少根据归因于运动状态之一的k空间轮廓来重建MR图像。

[0020] 本发明提出在MR信号采集期间连续地检测被检查的患者的身体的运动。瞬时运动引起的位移可以例如通过采集导航器信号来检测（例如，来自定位在患者的隔膜之上的笔束形的体积，以检测瞬时呼吸相位）。备选地，可以通过使用运动传感器（诸如相机、ECG传感器或呼吸风箱）来检测瞬时运动引起的位移。此外，已经可用的采集的MR信号数据的固有运动信息可以用于导出瞬时运动相位。每个径向或螺旋k空间轮廓（通过k空间的起点）提供一维“固有”导航器。瞬时运动引起的位移可以根据这样的固有导航器信号导出。

[0021] 在本发明的意义内的k空间轮廓是沿着k空间中的给定（径向或螺旋）轨迹采集的MR信号。可以以二维或三维方式采集k空间轮廓。

[0022] 本发明的运动相关径向或螺旋k空间采样方法可以有利地与星形堆叠或螺旋堆叠采集策略组合，其中，径向或螺旋k空间轮廓是从多个平行切片采集的，所述多个平行切片沿着垂直于k空间轮廓被旋转的平面的切片方向布置在邻近位置处。

[0023] 在本发明的意义内，在已知的PROPELLER成像技术中采集的K空间轮廓也被认为是径向k空间轮廓。在PROPELLER概念中，在k空间中在N条带中采集MR信号，每个条带包括L个平行k空间轮廓，对应于基于笛卡尔的k空间采样方案中的L最低频率相位编码线。每个条带（其也称为k空间叶片）在k空间中旋转例如 $180^\circ/N$ 或黄金角的旋转角，使得MR信号的总集合跨越k空间中的圆圈。在本发明的意义上，径向k空间轮廓因此可以等同地是k空间叶片。

[0024] 备选地，可以采集在球（“Koosh球”）上各向同性分布的径向k空间轮廓。

[0025] 在本发明意义内的螺旋k空间轮廓还涵盖所谓的叶序螺旋k空间轨迹。

[0026] 对应地，在本发明的意义内的角坐标可以被定义为旋转角（在二维或星形堆叠或螺旋堆叠采集的情况下）或一组极性和方位角旋转角（在“Koosh球”型采集的情况下）。

[0027] 根据本发明，类似于已知的PAWS技术，检测到的瞬时运动引起的位移归因于多个运动状态之一。由本发明通过根据运动状态控制k空间采集来改进归因于每个运动状态的径向或螺旋k空间轮廓的分布。为此，针对每个运动状态通过个体增大来确定要采集的相应k空间轮廓的角坐标。换句话说，针对每个运动状态执行已经采集的k空间轮廓的角坐标的簿记，并且基于检测到的运动来做出针对下一k空间轮廓的决定。这实现在每个运动状态内的k空间轮廓的改进的（完全）分布，使得改进最终重建MR图像的质量。此外，可以将k空间中的不同初始角坐标用于每个运动状态，其实现对k空间的更有效采样。应发现，本发明的采样方法能够更好地处理极端运动状态，例如时间的不规则或涉及较大位移。

[0028] 在可能的实施例，根据黄金角方案增大k空间轮廓的角坐标，以获得均匀的k空间覆盖。其中，可以将不同的初始角坐标用于每个运动状态。该方法对于利用例如不同呼吸

状态之间的相关性的多运动状态重建是有利的。这是因为不同的初始旋转角确保归因于不同运动状态的k空间轮廓之间的角位置没有重复。

[0029] 在本发明的一种可能的实施方式中,重复上述步骤a-d,直到因于运动状态中的至少一个的总采集的k空间轮廓跨越k空间中足够密集采样的圆形(或球形)区域以根据其来重建MR图像。

[0030] 所提出的自适应k空间采样方案可以例如用于在每个个体运动状态中获得黄金角采样模式。MR图像重建可以仅在归因于已经针对其采集了最大数量的k空间轮廓的运动状态的MR信号数据上执行,或者在每个运动状态的MR信号数据上个体地执行。随着轮廓数量减少,后一种情况将生成具有增加(条纹)伪影水平的图像。为了减轻这种影响,可以在图像重建中组合两个或多个运动状态的k空间轮廓,因为当组合来自不同运动状态的k空间轮廓时,可以执行本发明的方法以确保准均匀的k空间覆盖,如上所述。

[0031] 在可能的实施例,可以使用利用不同运动状态之间的相关性的正则化项同时从所有运动状态的k空间数据重建单幅个MR图像。

[0032] 根据另一个可能的实施例,针对运动状态中至少两个中的每个重建个体MR图像,其中,使用适当的(弹性)配准算法将个体MR图像组合为最终MR图像,以校正运动状态之间的运动引起的位移。在该实施例中,个体单个运动状态MR图像在图像域中被融合为高图像质量的单幅无伪迹临床MR图像。

[0033] 本发明的方法可以以直接方式与常规视图共享、键孔或k-t采样技术组合。可以使用诸如半扫描的加速技术或如(非笛卡尔)SENSE的并行成像技术来采集k空间轮廓并将其重建为MR图像。

[0034] 在本发明的方法中,至少在k空间的外围中,可以对归因于特定运动状态的MR信号数据进行欠采样。因此,压缩感测(CS)可以有利地用于MR图像的重建。已知CS理论针对显著信号数据减少具有巨大潜力。在CS理论中,可以通过应用适当的正则化算法从欠采样测量中恢复在变换域中具有稀疏表示的信号数据集。作为信号采样和重建的数学框架,CS规定了甚至在k空间采样密度远低于奈奎斯特准则的情况下可以精确地或至少以高图像质量重建信号数据集的条件,并且其还提供了用于这种重建的方法(参见M.Lustig等人的“Compressed sensing MRI”IEEE signal processing magazine,2008,第25卷,第2号,第72-82页)。

[0035] 因此到目前为止所描述的本发明的方法可以借助于MR设备来执行,所述MR设备包括:至少一个主磁体线圈,其用于在检查体积内生成均匀的静磁场;多个梯度线圈,其用于在检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度;至少一个RF线圈,其用于在检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自被定位于检查体积中的对象的MR信号,控制单元,其用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替;以及重建单元,其用于根据接收到的MR信号重建MR图像。可以例如通过MR设备重建单元和/或控制单元的对应的编程来实施本发明的方法。

[0036] 本发明的方法可以有利地在目前临床使用的大多数MR设备中执行。为此,仅仅需要利用计算机程序,通过所述计算机程序控制MR设备,使得其执行本发明的上述方法步骤。计算机程序可以存在于数据载体上或存在于数据网络中,从而下载以安装在MR设备的控制单元中。

附图说明

[0037] 附图公开了本发明的优选实施例。然而,应该理解,附图仅出于说明的目的而被设计,而不是作为对本发明的限制的定义。在附图中:

[0038] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR设备;

[0039] 图2示出了说明根据本发明采用的PAWS门控方案的图;

[0040] 图3图示了本发明的运动相关径向k空间获取策略的第一实施例;并且

[0041] 图4图示了本发明的运动相关径向k空间采集策略的第二实施例。

具体实施方式

[0042] 参考图1,示出了MR设备1。该设备包括超导或电阻主磁体线圈2,使得沿着穿过检查体积的z轴产生基本均匀的时间上恒定的主磁场。

[0043] 磁共振生成和操纵系统应用一系列RF脉冲和切换的磁场梯度以反转或激励核磁自旋,诱导磁共振,重聚焦磁共振,操纵磁共振,空间地和以其他方式编码磁共振,使自旋饱和等,以执行MR成像。

[0044] 更具体地,梯度脉冲放大器3沿检查体积的x、y和z轴将电流脉冲施加到全身梯度线圈4、5和6中的选定梯度线圈。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全身体积RF线圈9,以将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脉冲分段的包,其与彼此一起采取,并且任何施加的磁场梯度实现核磁共振的选定的操纵。RF脉冲用于使共振饱和,激励共振,反转磁化,重聚焦共振或操纵共振,并且选择被定位于检查体积中的身体10的部分。MR信号也通过全身体积RF线圈9来拾取。

[0045] 为了生成身体10的有限区域的MR图像,一组本地阵列RF线圈11、12、13邻近针对成像所选择的区域被放置。阵列线圈11、12、13可以被用于接收通过全身RF发射引起的MR信号。

[0046] 所得到的MR信号由全身体积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连接到RF线圈9、11、12和13。

[0047] 主计算机15控制梯度脉冲放大器3和发射器7以生成多个MR成像序列中的任一个,例如回波平面成像(EPI)、回波体积成像、梯度和自旋回波成像、快速自旋回波(TSE)成像等。对于选定的序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速连续地接收单条或多条MR数据线。数据采集系统16对接收到的信号执行模数转换并且将每条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是单独的计算机,其专用于采集原始图像数据。

[0048] 最终,数字原始图像数据由重建处理器17重建为图像表示,重建处理器17应用傅立叶变换或其他合适的重建算法。MR图像可以表示通过患者的平面切片、平行平面切片的阵列、三维体积等。然后将图像存储在图像存储器中,其中,可以对其进行访问以将图像表示的切片、投影或其他部分转换为合适的格式以进行可视化,例如,经由视频监测器18,视频监测器18提供所得到的MR图像的人可读显示。

[0049] 继续参考图1并且还参考图2-4,解释了本发明的成像方法的实施例。

[0050] 图2图示了根据本发明采用的已知的PAWS门控方案。使用图1所示的MR成像装备1

检测呼吸导航器信号。从导航器信号导出身体10的瞬时运动引起的位移 Δ 。在所描绘的实施例中,位移 Δ 反映了患者隔膜的位置,并且因此指示了作为时间的函数的呼吸运动。检测到的位移 Δ 归因于四个运动状态M1-M4之一。运动状态M1-M4中的每个对应于位移 Δ 的多个连续范围之一。

[0051] 图3图示了根据本发明应用的径向k空间采集。在采集每个径向k空间轮廓之前,根据归因于检测到的瞬时位移 Δ 的运动状态M1-M4确定相应k空间轮廓的旋转角。为此,对于每个运动状态,旋转角个体地增大。在可能的实施例中,对于随后检测到的运动状态M1-M4中的每个,旋转角增大 $mN\psi$,其中, m (在所描绘的实施例中, $m=1\cdots 4$)是相应运动状态的索引, N 是对于运动状态中的每个要采集的k空间轮廓的最大数量,并且 ψ 是黄金角。该方案在运动状态中的每个中提供均匀的k空间采样模式,其中,对于运动状态中的每个,k空间采样模式是不同的。这对于利用不同呼吸相位之间的相关性的多呼吸帧重建是有利的。这是因为确保在不同的运动状态M1-M4之间不存在旋转角的重复。在图3所示的示例中,仅针对第一运动状态M1采集最大数量 N 的k空间轮廓。较高运动状态仅被不完全采样。可以仅从归因于运动状态M1的k空间轮廓中重建MR图像。MR图像也可以从k空间数据的组合M1+M2、M1+M2+M3或M1+M2+M3+M4重建。如可以从图3看到的,由于本发明的自适应采样方案,这些组合中的每个都产生准均匀k空间覆盖。

[0052] 在图4所示的实施例中,应用了与图3的示例中相同的径向黄金角k空间采样。然而,在图4中,k空间轮廓归因于五个不同的运动状态M1-M5。此外,针对运动状态M1-M5中的每个采集最大数量 N 的k空间轮廓。图4还示出了针对所有运动状态M1-M5组合的k空间数据,其对于每个运动状态包括相同数量的k空间轮廓并且没有冗余采样的旋转角。该组合数据用于重建高质量的临床MR图像。如在图3的示例中,使用了受约束的重建,其使用不同运动状态之间的相关性。所描绘的方法利用了所有采集的数据,从而实现了100%的扫描效率。

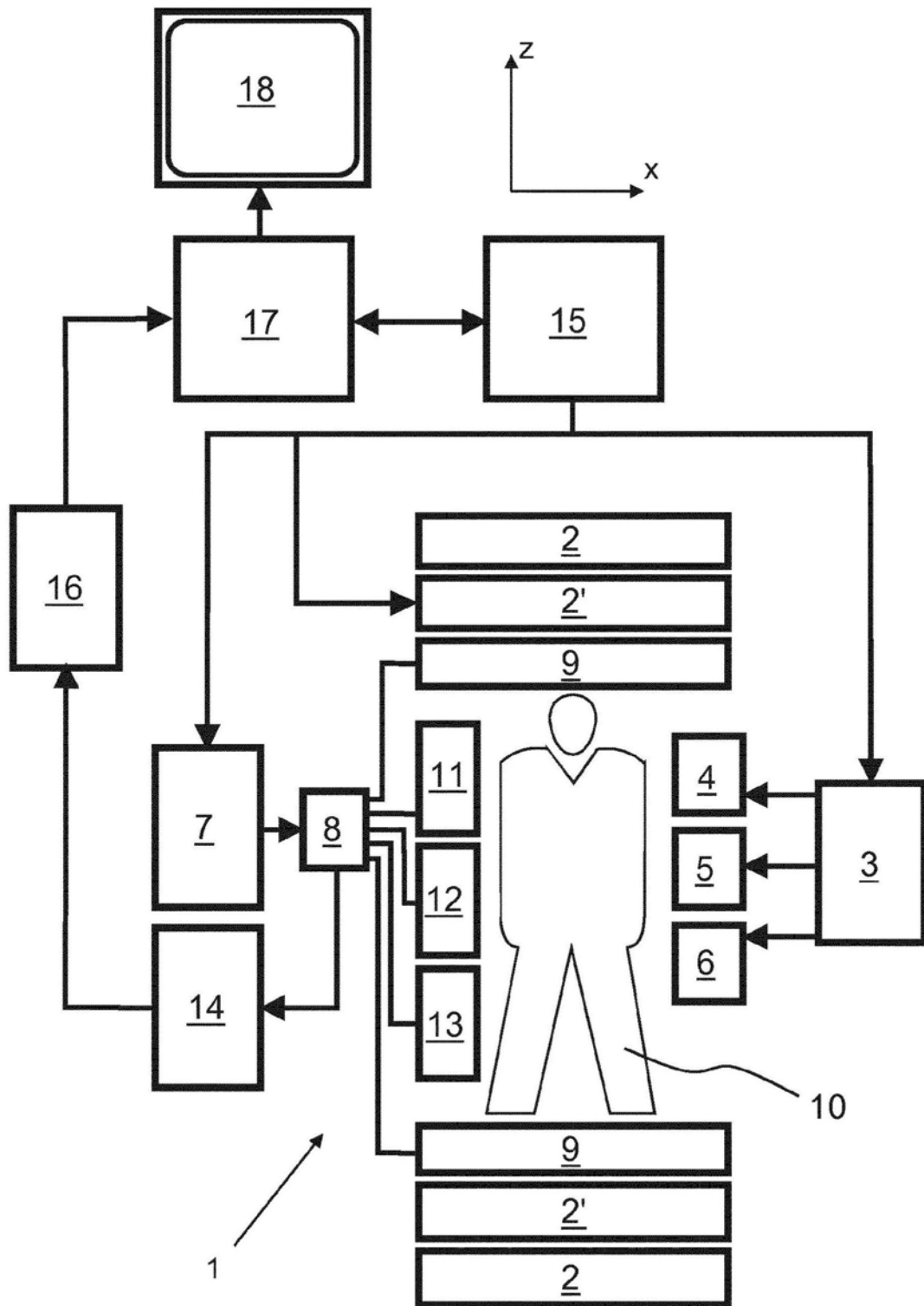


图1

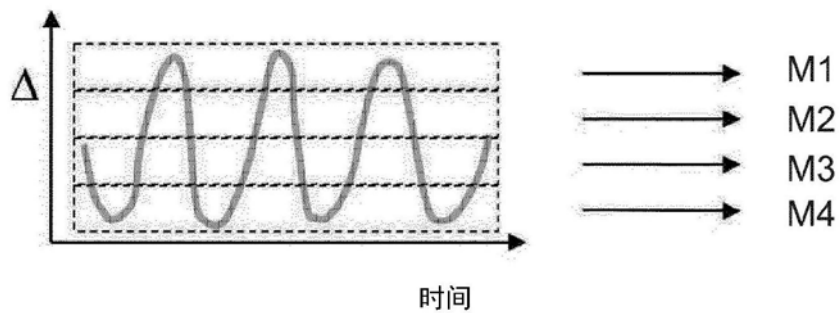


图2

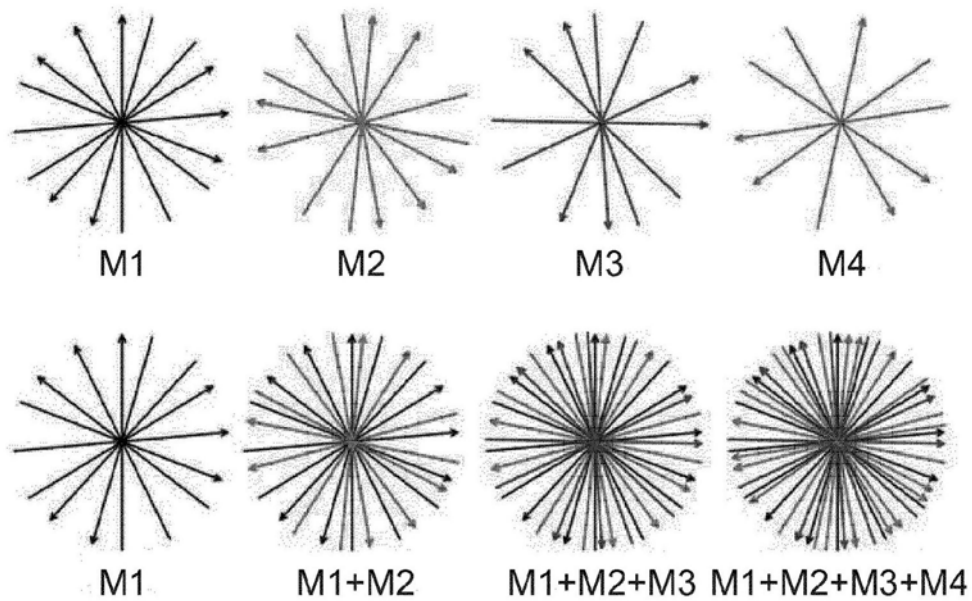


图3

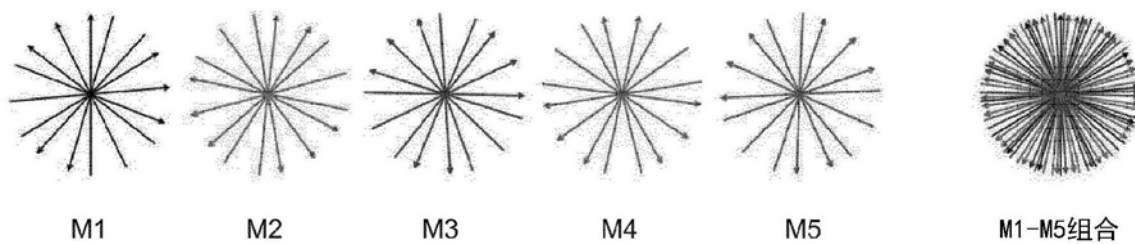


图4