



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103371821 A

(43) 申请公布日 2013. 10. 30

(21) 申请号 201310135352. 3

G01R 33/567(2006. 01)

(22) 申请日 2013. 04. 18

(30) 优先权数据

1020122065474 2012. 04. 20 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 A. 斯坦默

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 5/08(2006. 01)

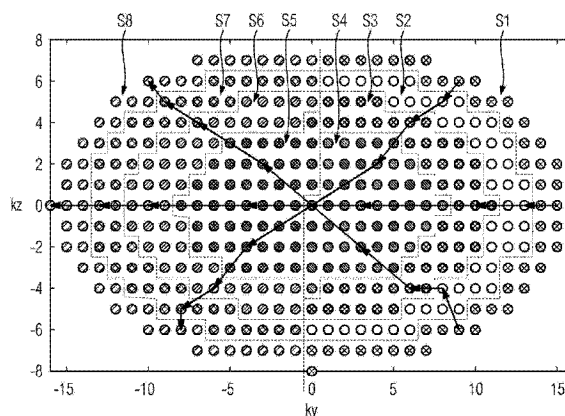
权利要求书3页 说明书14页 附图6页

(54) 发明名称

借助磁共振技术采集呼吸的检查对象的测量数据组的方法

(57) 摘要

在按照本发明的用于借助磁共振技术采集呼吸的检查对象的测量数据组的方法中,其中通过多个激发采集测量数据组,所述激发分别包括数量 N_v 个 k 空间轨迹,即所谓的View, k 空间中的测量数据组的采集包括以下步骤:对每个激发选择数量 N_v 个View,确定数量 N_s 个激发,以便完整地填充待扫描的 k 空间,将 N_s 个激发的View这样与 k 空间中的 N_v 个扇形对应,使得在每个扇形中布置近似相同数量的View,并且使得一个扇形中的所有View分别具有与 k 空间中心相似的距离,将每个扇形的每个View与 N_s 个激发中的一个相应于其在 kz - ky 平面中的取向进行对应,这样扫描每个激发的View,使得与相同的扇形和不同的激发对应的View分别占据激发内的相同的位置。



1. 一种用于借助磁共振技术采集呼吸的检查对象的测量数据组的方法,其中,通过多个激发采集测量数据组,所述激发分别包括数量 N_v 个 k 空间轨迹,即所谓的 View,其中, k 空间中的测量数据组的采集包括以下步骤:

- 对每个激发选择数量 N_v 个 View,
- 确定数量 N_s 个激发,以便完整地填充待扫描的 k 空间,
- 将 N_s 个激发的 View 这样与 k 空间中的 N_v 个扇形对应,使得在每个扇形中布置近似相同数量的 View,并且使得一个扇形中的所有 View 分别具有与 k 空间中心相似的距离,
- 将每个扇形的每个 View 与 N_s 个激发中的一个相应于其在 $kz-ky$ 平面中的取向进行对应,
- 这样扫描每个激发的 View,使得与相同的扇形和不同的激发对应的 View 分别占据激发内的相同的(时间)位置。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,与一个扇形对应的 View 位于 $kz-ky$ 平面中相同的半空间。

3. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,一个扇形的 View 与 N_s 个激发中的一个的对应相应于其在极坐标中在 $kz-ky$ 平面中的方位角进行。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,每个激发的 View 按照如下顺序被扫描,所述顺序相应于扇形的相邻关系。

5. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,在对一个激发的测量之前利用合适的传感器测量当前呼吸信号,并且其中,测量数据组的采集包括以下步骤:

- 为每个激发分配一个激发索引 $ns \in [0; \dots; ns_0; \dots; N_s-1]$,所述激发索引描述了 k 空间中激发的相邻关系,其中,激发索引 ns 这样排序,使得激发相对于检查对象的运动的敏感性从激发索引 $ns=0$ 直到激发索引 $ns=ns_0$ 增加并且从激发索引 $ns=ns_0$ 到激发索引 $ns=N_s-1$ 又降低,
- 将在呼吸信号的测量之后要测量的激发与一个簇相应于利用导航器测量所测量的呼吸信号进行对应,其中,为一个簇按照唯一的方式对应一个呼吸信号区域,并且一个簇包括激发的、在呼吸信号的测量之后在该簇的呼吸信号区域中已经被采集的所有激发索引,
- 根据由事先选择的簇和其直接相邻的簇已经采集的激发索引选择对于要测量的激发的激发索引,并且在呼吸信号的测量之后采集属于该激发索引的激发,其中,簇的相邻关系相应于与其对应的呼吸信号区域来定义,
- 在导航器测量之后采集具有根据在与该激发对应的簇中已经采集的激发索引而选择的激发索引的那个激发,
- 一直采集导航器测量和激发,直到预定数量 n 个相邻的簇包括具有所有 N_s 个激发索引的共同的激发。

6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中,对于待测量的激发的激发索引的选择包括对 n 个可能的簇组合中的一个的选择,所述簇组合分别包括与待测量的激发对应的簇和 $n-1$ 个与其相邻的簇,其中,选择所述簇组合中的、在其中已经采集了具有不同的激发索引的大多数激发的那个。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的方法,其中,为每个簇对应如下的激发索引作为对于测量

数据的采集的开始位置,该激发索引是对于与在其中至此还没有采集激发的簇对应的激发而选择的。

8. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,对于与如下的簇对应的激发,选择相对于至此最高的激发索引加 1 的激发索引,所述簇配备了具有相对于运动低的敏感性的在左 k 空间边沿的区域中的外围的开始位置,特别是 $ns=0$,并且所述簇已经配备了至少一个前面的激发;并且,对于与如下的簇对应的激发,选择相对于至此最低的激发索引减 1 的激发索引,所述簇配备了具有相对于运动低的敏感性的在右 k 空间边沿的区域中的外围的开始位置,特别是 $ns=Ns-1$,并且所述簇已经配备了至少一个前面的激发。

9. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,对于与如下的簇对应的激发,当在选择的簇组合中在该簇组合中还没有采集的激发索引的集合在激发索引区域 $ns \geq ns_0$ 中大于在激发索引区域 $ns \leq ns_0$ 中时,选择相对于至此最高的激发索引加 1 的激发索引,所述簇配备了具有相对于运动高的敏感性的区域中的中央的开始位置,特别是 $ns=ns_0$,并且所述簇已经配备了至少一个前面的激发;并且,对于与如下的簇对应的激发,当在选择的簇组合中在该簇组合中还没有采集的激发索引的集合在激发索引区域 $ns \leq ns_0$ 中大于在激发索引区域 $ns \geq ns_0$ 中时,选择相对于至此最低的激发索引减 1 的激发索引,所述簇配备了具有相对于运动高的敏感性的区域中的中央的开始位置,特别是 $ns=ns_0$,并且所述簇已经配备了至少一个前面的激发。

10. 根据权利要求 5 所述的方法,其中,为相邻的簇分配在具有相对于运动高的敏感性的索引区域中的中央的开始位置,和在索引区域边沿处的外围的开始位置,只要在与待测量的激发对应的簇中至此还没有采集激发,所述开始位置然后作为对于待测量的激发的激发索引被选择。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,对于待测量的激发的激发索引的选择包括两个可能的簇组合的一个的选择,所述簇组合分别包括与待测量的激发对应的簇和两个与其直接相邻的簇中的一个,其中,选择该簇组合中的、其中已经采集了具有不同的激发索引的大多数激发的那个。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,对于待测量的、与配备了外围的开始位置的簇对应的激发的激发索引的选择这样进行,使得如果在选择的簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \leq ns_0$ 的激发的集合比在该簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \geq ns_0$ 的激发的集合具有更多个元素,则选择最低的、还没有由选择的簇组合采集的激发索引,并且,如果在选择的簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \geq ns_0$ 的激发的集合比在该簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \leq ns_0$ 的激发的集合具有更多个元素,则选择最高的、还没有由簇组合采集的激发索引。

13. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,对于待测量的、与配备了中央的开始位置的簇对应的激发的激发索引的选择这样进行,使得只要为该簇已经对应了至少一个前面的激发,如果在选择的簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \geq ns_0$ 的激发的集合比在该簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \leq ns_0$ 的激发的集合具有更多个元素,则对待测量的激发选择相对于至此最高的、由中央的簇包括的激发索引加 1 的激发索引,并且,如果在选择的簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \leq ns_0$ 的激发的集合比在该簇组合中还没有采集的具有激发索引 $ns \geq ns_0$ 的激发的集合具有更多个元素,则对待测量的激发选择相对于

至此最低的、由中央的簇包括的激发索引减 1 的激发索引。

14. 一种磁共振设备,其中,所述磁共振设备(5)包括基本场磁体(1)、梯度场系统(3)、高频天线(4)和用于控制梯度场系统(3)和 高频天线(4)的控制装置(10),以及用于接收由高频天线(4)记录的测量信号、用于分析测量信号和用于建立磁共振图像的图像计算机(17),并且

其中,所述磁共振设备(5)构造为用于执行按照权利要求 1-13 中任一项所述的方法。

15. 一种计算机程序,具有程序装置,当所述计算机程序在磁共振设备(5)的控制装置(10)中运行时,用于执行按照权利要求 1-13 中任一项所述的方法的步骤。

16. 一种电子可读数据载体,具有其上存储的电子可读控制信息,所述控制信息构造为,当在磁共振设备(5)的控制装置(10)中使用所述数据载体(21)时执行按照权利要求 1-13 中任一项所述的方法。

借助磁共振技术采集呼吸的检查对象的测量数据组的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于借助磁共振技术采集呼吸的检查对象的测量数据组的方法、一种磁共振设备、一种计算机程序以及一种电子可读数据载体。

背景技术

[0002] 磁共振技术(以下对于磁共振简称 MR)是能够用来产生检查对象的内部的图像的公知技术。简言之,为此将检查对象在磁共振设备中定位于具有 0.2 特斯拉至 7 特斯拉和更大的场强的相对强的静态均匀基本磁场,也称为 B_0 场中,使得其核自旋沿着基本磁场取向。为了触发核自旋共振,将高频激励脉冲(RF 脉冲)入射到检查对象中,测量所触发的核自旋共振作为所谓的 k 空间数据并且在此基础上重建 MR 图像或确定光谱数据。为了测量数据的位置编码,与基本磁场重叠快速接通的磁梯度场。所记录的测量数据被数字化并且作为复数值被赋予 k 空间矩阵中。从被赋值的 k 空间矩阵中例如借助多维傅里叶变换可以重建所属的 MR 图像。

[0003] 要借助 MR 检查的患者的呼吸运动,可以在磁共振成像中(英语“magnetic resonance imaging”-MRI)主要在检查胸部和腹部的器官时,也就是通过患者呼吸运动影响的检查区域,导致所谓的鬼影(英语“ghosting”)、模糊(英语“blurring”)、以及在所产生的图像之间的配准错误。这些伪影可以使得例如通过医生基于这些图像来诊断变得困难,并且可以导致,例如忽视损伤。现有技术中存在用来降低呼吸运动引起的伪影的大量技术。一种这样的技术是呼吸门控。呼吸门控是在 MR 测量期间采集患者的呼吸并且与采集的测量数据对应的技术。在呼吸门控中,仅当所采集的呼吸运动满足特定的可预先给出的标准时才将测量数据用于重建。

[0004] 在此,可以利用外部传感器,例如气体垫、或者利用 MR 信号,所谓的导航器来检测患者的呼吸。导航器通常是短的序列,其采集例如隔膜的或检查对象中的另一个信号源的 MR 信号,所述信号源的运动与患者的呼吸相关。通过隔膜或另一个信号源的位置可以检测呼吸运动。

[0005] 在利用导航器的呼吸门控中,将导航器序列例如与成像的序列交错并且将利用导航器测量的隔膜位置然后与直接之后(或之前)采集的成像的数据对应。

[0006] 区分回顾性和前瞻性的呼吸门控。

[0007] 在回顾性的呼吸门控中在 MR 测量期间采集并且记录、但是不分析呼吸运动,而是多次测量待采集的 k 空间。为了重建,仅考虑测量的数据的一部分,优选是其中呼吸信号在特定的窗中在杰出的呼吸位置附近的那个部分。如果特定的、对于图像重建来说需要的 k 空间数据点在杰出的窗内部被多次测量,则可以将所述数据进行平均。相反如果一个数据点总是在窗外部被测量,则可以将与杰出的位置的偏差最小的那个数据点用于重建。

[0008] 在前瞻性的呼吸门控中在测量期间分析借助呼吸传感器测量的、生理的呼吸信号(例如利用导航器序列测量的隔膜位置)并且基于所采集的生理信号控制 MR 测量。在最简单的实施方式中,即所谓的接受/拒绝算法(Acceptance/Rejection-Algorithmus, ARA),

将成像的数据分组的测量(和必要时对应的导航器序列)一直重复直到生理的信号落在事先定义的接受窗中。

[0009] 这样的接受/拒绝算法的例子在 Todd S. Sachs, Craig H. Meyer, Bob S. Hu, Jim Kohli, Dwight G. Nishimura 和 Albert Macovski 的文章“Real-Time Motion Detection in Spiral MRI Using Navigators”, MRM32: 第 639-645 页 (1994) 中被描述。作者在螺旋序列中对于每个激励采集一个或多个导航器。这些导航器在此在采集图像数据之后被采集。不同的导航器通过其空间取向相区别。从每个导航器中借助互相关来计算沿着导航器的方向相对于参考导航器的空间位移。在第一成像扫描之后被采集的导航器扫描分别用作为参考。特定的成像扫描被一直重复直到利用导航器确定的关于参考的空间位移小于由使用者预先给出的阈值。也就是涉及基于一个或多个空间位移的接受/拒绝算法。

[0010] 接受/拒绝算法的另一个例子由 Wang et al. 在“Navigator-Echo-based Real-Time Respiratory Gating and Triggering for Reduction of Respiratory Effects in Three-dimensional Coronary MR Angiography”. Radiology198; 第 55-60 页 (1996) 描述。在此生理的信号是利用导航器确定的、隔膜位置相对于参考状态的位移。与 Sachs et al. 的工作的区别是,在成像的扫描之前或之后分别采集一个导航器,并且在于,仅当利用两个导航器确定的位移小于阈值时才接受成像的扫描。

[0011] 为了确定接受窗,通常对于每个患者进行一个所谓的预扫描,在预扫描中例如利用导航器序列采集呼吸运动,但是还不采集成像的数据。

[0012] 前瞻性的呼吸门控通常比回顾性的呼吸门控更有效。对于前瞻性的呼吸门控的前提条件是日前通常给定的、MR 设备的控制软件的实时能力。在此,实时能力被理解为,可以在序列运行期间分析利用序列(序列在此包括成像的和导航器序列)测量的数据,并且通过该分析的结果可以影响其它序列流程,其中在采集数据和影响其它流程之间的时间段比呼吸运动的典型的时间常数短(在此人的呼吸循环特别地为 3 和 10 秒之间)。

[0013] 接受/拒绝算法的主要问题是,患者的呼吸通常在检查期间变化。呼吸运动的变化在此可以是这样的,即,呼吸位置在一次确定的接受窗内部很少或不再被检测。这导致延长的采集时间并且甚至可以导致,测量根本不是常规地结束。

[0014] 关注该问题的、以距离最为重要的算法是“Phase Ordering With Automatic Window Selection”(PAWS), 如在 P. Jhooti, P. D. Gatehouse, J. Keegan, N. H. Bunce, A. M. Taylor, 和 D. N. Firmin 的文章“Phase Ordering With Automatic Window Selection(PAWS): A Novel Motion-Resistant Technique for 3D Coronary Imaging”, Magnetic Resonance in Medicine43, 第 470-480 页 (2000) 中和在美国 US7039451B1 中描述的那样。PAWS 找到用于运行时间的最终的接受窗并且由此可以灵活地响应于变化的呼吸。PAWS 的另一个目的是,确保一定程度的“相位编码排序”(或简称“相位排序”)。这意味着,k 空间中相邻的行在类似的呼吸状态中被采集。特别地,在运动特别敏感的 k 空间中心附近采集时应当避免呼吸状态的变化。PAWS 是对于三维笛卡尔采集技术被开发的。在此采用的 ky-kz 排序方案在每个导航器之后采集三维 k 空间的一个完整的 kx-kz 平面。沿着 kz 方向的 k 空间信号的调制由于在沿着 kx-kz 方向通过导航器(以及可能接通的准备脉冲、或对另一个生理信号的等待,诸如 EKG 触发器)中断静态的均衡之后的超越状态而由此是平滑的。在 ky 方向上由于保留的运动而可以形成不连续,所述不连续可

以作为沿着第一相位编码方向 k_y 的伪影和模糊在图像中显示。这一点仅当在 k 空间中心附近形成片段边界时才不成立。由呼吸传感器不采集的蠕动运动也可以导致图像中的伪影。

[0015] PAWS 存在于不同的所谓“bin”变形中。在 PAWS 中确定最终的接受窗的宽度。包括了该接受窗的呼吸位置与接受 / 拒绝算法不同自动地在运行时间被找到。 k 空间填充按照簇进行。一个簇(在原始工作中使用“容器(bin)”的概念而不是簇)的特征通过呼吸位置区域、接受区域表示,并且包括在测量了在与簇对应的呼吸位置区域中的呼吸位置之后已经被测量的所有的 k 空间行。在 PAWS 的 n -bin 变形中由 n 个相继跟随的簇覆盖一个呼吸位置区域,其宽度等于接受窗。

[0016] 此外,为每个簇对应一个 k 空间中的开始位置,其中不同的开始位置的数量是 n 。将具有相邻的呼吸位置的簇对于 $n > 1$ 个不同的开始位置进行对应。如果利用导航器测量与一个簇对应的呼吸位置,则开始在该簇内部还没有测量的 k 空间行的测量。对于在此选择哪些还待测量的 k 空间行的决定一般地也包括由相邻的簇已经采集的 k 空间行。例如这样选择尚缺少的 k 空间行,使得 n 个相邻的簇的任意组尽可能完整,其中 n 个相邻的簇的任意组包含与当前测量的呼吸位置对应的簇;即, n 个相邻的簇的组包括尽可能多的不同 k 空间行。只要 n 个相邻的簇的任意组包括所有待测量的 k 空间行,则结束测量,因为呼吸位置的总变化在该测量数据中由此限制到接受窗。

[0017] n 个不同的开始点和 PAWS 的 n -bin 变形的簇通常导致 k 空间中的 n 个片段。在此每个片段由相邻的 k 空间行组成。利用导航器测量的呼吸位置的变化在一个片段内部,相应于与一个簇对应(在原始工作中提到“bin 尺寸”)的位置区域,并且由此相应于采集窗的 n 分之一。关于整个 k 空间,呼吸位置的变化更大并且向上受到确定的接受窗限制。属于相同的片段的行,在类似的呼吸状态期间被测量。在片段边界处由此信号的调制随着呼吸改变。也就是产生片段边界处的位置跳变。PAWS 的不同的 bin 变形的目的是,将片段边界从运动敏感的 k 空间中心移开。另一个目的是实现高的效率。

[0018] 在已经提到的 Jhooti et al. 的文章中以及例如也在 P. Jhooti, P. Gatehouse, J. Keegan, A. Stemmer, D. Firmin 的随后文章“Phase ordering with Automatic Window Selection(PAWS)with Half Fourier for Increased Scan Efficiency and Image Quality”;Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11(2004);第 2146 页中将 1-bin、2-bin、3-bin 和 4-bin 变形互相比较。该比较的结果是,PAWS 的 1-bin 和 2-bin 变形是最有效的,即,对于接受窗的给定宽度,测量最快结束。1-bin 变形被放弃,因为其不允许“相位排序”,4-bin 变形(和更高)由于效率低而被放弃。3-bin 变形比 2-bin 变形效率低。对此的原因是,具有在左和右 k 空间的边沿处的开始位置的簇的单向增长方向。只要在这两个外围簇和中央的簇(具有在 k 空间中心的开始位置和双向的增长方向)之间的间隙被封闭,则其一直增长直到在另一个外围的簇和中央的簇之间的缝隙也被封闭,只要测量呼吸位置并且与第一外围簇对应。这通常导致在簇边界(片段边界)处多次采集的 k 空间行。该问题在 2-bin 变形中不存在。在该 2-bin 变形中每个第二个簇单向地从左 k 空间边沿经过 k 空间中心在右 k 空间边沿的方向上并且其余的簇单向地从右 k 空间边沿经过 k 空间中心在左 k 空间边沿的方向上增长。只要(具有相对的增长方向的)两个相邻的簇“相遇”,则测量结束。然而在如利用 2-bin 变形那样对称地扫描 k 空间的情况下簇边界通常位于运动特别敏感的 k 空间中心的附近,这可以导致强的图像伪影。对于靠近 k 空间中心的簇边界的可能性在使用部分

傅里叶(也就是 k 空间的不对称扫描)的情况下明显更小。

[0019] 实际上重要的由此是 PAWS 的所谓的 2-bin 和 3-bin 变形,其中在对称扫描的情况下 3-bin 变形、在不对称扫描的情况下 2-bin 变形是优选的。该分析基于 2-bin 变形,在所述 2-bin 变形中相邻的簇的开始点在左和右 k 空间边沿之间交替。相应地,簇分别从与其对应的开始点出发首先在 k 空间中心的方向上增长。

[0020] 还要提到,在一些工作中仅将唯一一个呼吸位置与一个簇对应。最终的接受窗的宽度于是为呼吸信号的分辨率的 n 倍。在该替换的表达中通过如下实现了接受窗的灵活选择,即,将利用传感器测量的呼吸位置首先这样粗化,使得 n 个相邻的产生的呼吸位置覆盖一个与接受窗的宽度相应的呼吸区域。

[0021] 从 Anthony Nuval, Thanh D. Nguyen, Richard Watts 和 Yi Wang: “An improved real-time navigator gating algorithm for reducing motion effects in coronary magnetic resonance angiography”; Journal of X-Ray Science and Technology 11(2003), 第 115 - 123 页 和 A. Nuval, T. Nguyen, Y. Wang: “Refined PAWS Algorithms for 3D Coronary MRA”. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11(2003), 第 1625 页中公知 3-bin PAWS 算法的三种修改:

[0022] a) 在原始的 3-bin PAWS 变形中具有在左 k 空间边沿、 k 空间中心和在右 k 空间边沿处的开始位置的簇周期地交替。在该修改的版本中,开始位置在左 k 空间边沿、 k 空间中心、右 k 空间边沿和再次 k 空间中心之间周期地交替。相应地,为每个第二簇分配一个在 k 空间中心中的开始位置。利用该修改避免了在簇边界处的位置跳变,其是为一个簇所分配的接受区域的两倍大小。然而该修改也可以减少簇组合的数量,在所述簇组合中可以补充完整 k 空间。也就是降低了效率。

[0023] b) 这样收紧中断标准,使得中央的簇必须已经对称地围绕 k 空间中心采集 k 空间的至少 30%。该修改的目的是,避免在 k 空间中心附近的簇边界。该修改一般地也延长测量时间,并且由此降低效率。

[0024] c) 借助预扫描建立出现的呼吸位置的直方图。在预扫描期间最通常出现的呼吸位置被分配给中央的簇。该修改也减小了靠近 k 空间中心的片段边界的可能性。但是通过现在需要的预扫描进一步降低了效率。此外,借助预扫描获得的信息仅在规则的呼吸的情况下可以传输到实际的扫描。由此预扫描信息的建立与实际的 PAWS 思路背道而驰,所述思路是,相对于变化的呼吸模式要是稳健的。

[0025] PAWS 最初是对于 $ky-kz$ 排序方案开发的,其中分别在采集呼吸信号之后,采集具有第二相位编码梯度(在 kz 方向上)的特定值的所有的 k 空间行。相应地,“相位排序”也限制到笛卡尔 k 空间方向,这可以导致在该方向上的加强的保留运动伪影。

[0026] 在近期发表的文章中将 PAWS 与所谓的径向相位编码(RPE) 方案进行组合(Christoph Kolbitsch, Claudia Prieto, Jouke Smink, and Tobias Schaeffter: “Highly Efficient Whole-Heart Imaging Using Radial Phase Encoding-Phase Ordering With Automatic Window Selection”; Magnetic Resonance in Medicine 66(2011); 第 1008 - 1018 页)。在此分别按照导航器采集的数据具有相同的运动敏感性。执行特殊的 2-bin 方案。在一个 bin 组中按照顺时针方向采集在 k 空间中的径向轮辐,而在另一个 bin 组中逆时针地采集。该方案的目的是,可以多次在不同的呼吸阶段中重建感兴趣区域(ROI; 英语:

“region of interest”)。

发明内容

[0027] 本发明要解决的技术问题是,提出一种方法、一种磁共振设备、一种计算机程序以及一种电子可读数据载体,用来降低迄今为止公知的 PAWS 方法的保留的运动敏感性。

[0028] 本发明基于以下思路:

[0029] 门控技术在笛卡尔三维梯度回波序列的方面是特别重要的。这些序列通常在每个激励脉冲之后采集一个特定的 k 空间行,所述 k 空间行通过在第一相位编码方向的 k_y 值和在第一相位编码方向上的 k_z 值规定。该相位编码行一次或多次在不同的回波时间(例如在使用迪克松技术时)被读取。这样的单激励(包括信号编码和信号采集)的持续时间为仅数毫秒。由此在用于测量生理的信号诸如呼吸运动的唯一的一个导航器序列之后和/或在执行用于抑制不期望的信号份额例如用于抑制脂肪信号的预接通模块之后通常采集多个相位编码行。

[0030] 在特定的导航器序列之后被采集的所有相位编码行的集合,以下称为“激发(Shot)”。因为在通过导航器序列(和可能的其它预接通模块,例如用于脂肪饱和的)中断静态均衡之后的磁化处于超越状态中,所以在一个激发内 k_y - k_z 行的时间顺序确定 k 空间的调制和由此确定图像质量。

[0031] 此外公知,中央的 k 空间行是运动最敏感的,并且一个特定的 k 空间行的运动敏感性随着其与 k 空间中心的距离而下降。运动敏感性在此被理解为通过在检查的检查对象中的运动引起的伪影形成的容易程度。

[0032] PAWS 最初是对于 k_y - k_z 排序方案开发的,其中在一个激发内采集具有第一相位编码方向 k_y 的相位编码梯度的特定值的所有 k 空间行。在该排序方案中对每个激发的激励的数量等于在第二相位编码方向上的相位编码步骤 N_z 的数量。最终为了图像重建而被接受的激发的数量,等于在第一相位编码方向上的相位编码步骤 N_y 的数量。相应地在此得到, k 空间的调制由于在中断静态均衡之后的超越状态而仅沿着第二相位编码方向延伸。相反,保留的运动伪影沿着第一相位编码方向出现。此外单个激发的运动敏感性通过第一相位编码方向 k_y 的值来描述特征。

[0033] 为了减小运动敏感性和此外为了达到 PAWS 的一般描述,以下假定:

[0034] a) 每个激发的 k 空间行或更一般地“View”的数量是恒定的。View 的概念也包括非笛卡尔 k 空间轨迹。例如一个 View 可以通过径向轮辐的方位角和在径向三维 k 空间轨迹中或螺旋 k 空间轨迹中(可选的还具有在与螺旋扫描的平面正交的方向上的笛卡尔扫描)与径向平面正交的相位编码方向上的 k_z 坐标来描述。

[0035] b) 为了待扫描的 k 空间的完整采集而需要的激发的数量是 N_s 。

[0036] c) 可以为每个激发分配一个标尺,该标尺描述了 k 空间中的相邻关系。在 $[0, \dots, N_s-1]$ 中的激发索引 n_s 相应于该标尺排序。

[0037] d) 存在具有最大运动敏感性的在 $[0, \dots, N_s-1]$ 中的激发索引 n_{s0} 的杰出的激发。相应地,运动敏感性在 $[0, \dots, n_{s0}]$ 的范围中增加并且在 $[n_{s0}, \dots, N_s-1]$ 范围中又下降。

[0038] 在上面描述的(Jhooti et al. 的)原始工作的 k_y - k_z 排序方案中激发的数量 N_s 等于 N_y 并且提供 k_y 作为描述了相邻关系的标尺。在 k 空间的对称采集中 k_y 由此取在 $-N_y/2$

和 $N_y/2-1$ 之间的范围中的值,通过以下换算获得激发索引:

[0039] $ns=ky+N_y/2$ 。

[0040] 具有最大的运动敏感性的激发索引 $ns_0=N_y/2$ 位于值域的中心附近。

[0041] 一般性的描述允许 PAWS 应用于灵活的 $ky-kz$ 排序方案。在此理解为笛卡尔 k 空间轨迹,其中各个 k 空间行不是沿着两个笛卡尔轴的一个被采集而是例如或多或少沿着径向线,由此如上面所描述的也减小了运动敏感性。

[0042] 在按照本发明的用于借助磁共振技术采集呼吸的检查对象的测量数据组的方法中,其中通过多个激发采集测量数据组,所述激发分别包括数量 N_v 个 k 空间轨迹,所谓的 View, k 空间中的测量数据组的采集包括以下步骤:

[0043] - 对每个激发选择数量 N_v 个 View,

[0044] - 确定数量 N_s 个激发,以便完整地填充待扫描的 k 空间,

[0045] - 将 N_s 个激发的 View 这样与 k 空间中的 N_v 个扇形对应,使得在每个扇形中布置近似相同数量的 View,并且一个扇形中的所有 View 分别具有与 k 空间中心相似的距离,

[0046] - 相应于其在 $kz-ky$ 平面中的取向将每个扇形的每个 View 与 N_s 个激发中的一个对应,

[0047] 这样扫描每个激发的 View,使得与相同的扇形和不同的激发对应的 View 分别占据激发内的相同的(时间)位置。

[0048] k 空间的按照本发明的扫描相对于检查对象的运动(例如即使是蠕动性运动)是稳健的,因为沿着两个笛卡尔方向的运动被“分散”,方法是,一个激发的 View 相应于其在 $kz-ky$ 平面中的取向并且不是如迄今为止那样沿着 ky 行和由此沿着仅一个相位编码方向被采集。由此该方法不太容易发生由于不同的运动形成的鬼影伪影,因为如上所述扫描按照方位角被分散。

[0049] 以这种方式,取向可以通过在极坐标中在 $kz-ky$ 平面中一个 View 的方位角来确定。由此一个扇形的 View 与 N_s 个激发中的一个的对应相应于其在极坐标中在 $kz-ky$ 平面中的方位角进行。

[0050] 与一个激发对应的 View 对于每个激发按照相同的顺序被扫描。即,与一个共同的扇形对应的 View 在其激发中在开始各自的激发之后的相同的时间被采集。由此对每个激发得到 k 空间的平滑调制,由此避免了其它鬼影伪影。

[0051] 对于在每个激发中扫描 View 的顺序例如可以相应于激发的 View 所对应的扇形来选择。因为在一个扇形(Sektor)中的 View 都具有与 k 空间中心的相似的距离,例如该距离可以与其关于 k 空间中心的方向一起作为对于顺序的排序标准来考虑,由此用来扫描每个激发的 View 的顺序相应于扇形的相邻关系。

[0052] 按照本发明的磁共振设备包括基本场磁体、梯度场系统、高频天线和用于控制梯度场系统和高频天线的控制装置,以及用于接收由高频天线记录的测量信号、用于分析测量信号和用于建立磁共振图像并且构造为用于执行所述方法的图像计算机。

[0053] 按照本发明的计算机程序包括程序装置,当计算机程序在磁共振设备的控制装置中运行时,其执行所描述的方法的所有步骤。

[0054] 按照本发明的电子可读数据载体包括在其上存储的电子可读的控制信息,其构造为,在磁共振设备的控制装置中使用所述数据载体的情况下执行所描述的方法。

[0055] 关于方法给出的优点和实施方式也类似地适用于磁共振设备、计算机程序产品和电子可读数据载体。

附图说明

[0056] 本发明的其它优点和细节从以下描述的实施例以及结合附图得出。所举的例子不是本发明的限制。其中，

[0057] 图 1 示意性示出了按照本发明的磁共振设备，

[0058] 图 2 示出了 View 与扇形和激发按照本发明对应的例子，如在结合图 5 解释的一般性 PAWS 算法中可以采用的那样，

[0059] 图 3 示意性按照扇形和激发示出了待扫描的 k 空间的按照本发明的排序的流程图，如在结合图 5 解释的一般性 PAWS 算法中可以采用的那样，

[0060] 图 4 示意性示出了一般性的 PAWS 方法的流程图，

[0061] 图 5 举例示出了根据 k_y 坐标的原始工作的 PAWS 排序方案与对于 3-bin-PAWS 算法按照激发索引的一般化的比较，

[0062] 图 6 举例示出了迄今为止的 2-bin PAWS 与使用在此介绍的一般化的 PAWS 方法的优化的 2-bin PAWS 的比较，

[0063] 图 7 示意性示出了优化的 2-bin PAWS 的流程图。

具体实施方式

[0064] 图 1 示出(磁共振成像或核自旋断层造影设备的)磁共振装置 5 的示意图。在此，基本场磁体 1 产生时间上恒定的强磁场以用于极化或对齐检查对象 U 的(例如位于检查台 23 上为了检查或测量而被移动到磁共振装置 5 中的人体的待检查的部位的)检查区域中的核自旋。对于核自旋共振测量所需的基本磁场的高的均匀性在典型地为球形的测量体积 M 中定义，人体的待检查的部位布置在该测量体积中。为了支持均匀性要求和特别是为了消除时间上不可变的影响，在合适的位置上安装由铁磁材料组成的所谓匀场片。时间上可变的影响通过匀场线圈 2 和用于匀场线圈 2 的控制器 27 消除。

[0065] 在基本场磁体 1 中采用由三个子线圈组成的圆柱形的梯度线圈系统 3。由放大器 24-26 给每个子线圈提供电流以用于在笛卡尔坐标系的各个方向上产生线性梯度场。在此，梯度场系统 3 的第一子线圈产生 x 方向上的梯度 G_x ，第二子线圈产生 y 方向上的梯度 G_y ，并且第三子线圈产生 z 方向上的梯度 G_z 。放大器 24-26 包括数模转换器(DAC)，该数模转换器由用于时间正确地产生梯度脉冲的序列控制装置 18 控制。

[0066] 高频天线 4 位于梯度线圈系统 3 内，所述高频天线 4 将由高频功率放大器给出的高频脉冲转换为用于待检查的对象或者对象的待检查区域的核的激励以及核自旋的对齐的交变磁场。高频天线 4 由线圈的以例如环形的、线形或矩阵形布置的形式的一个或多个 HF 发送线圈和一个或多个 HF 接收线圈组成。高频天线 4 的 HF 接收线圈也将从进动的核自旋出发的交变场、即通常由一个或多个高频脉冲和一个或多个梯度脉冲组成的脉冲序列引起的核自旋回波信号，转换为电压(测量信号)，该电压经由放大器 7 被传输到高频系统 22 的高频接收通道 8、8'。高频系统 22 还包括发送信道 9，在该发送信道 9 中产生用于激励核磁共振的高频脉冲。在此，将各个高频脉冲根据由设备计算机 20 预先给出的脉冲序列在序

列控制装置 18 中数字地表示为复数的序列。该数列作为实部和虚部分别经由输入端 12 被传输到高频系统 22 中的数模转换器(DAC)并且从该数模转换器被传输到发送信道 9。在发送信道 9 中将脉冲序列加调制到高频载波信号上,其基频相应于测量空间中核自旋的共振频率。通过放大器 28 将调制的脉冲序列传输到高频天线 4 的 HF 发送线圈。

[0067] 通过发送-接收转接器 6 进行发送运行到接收运行的切换。高频天线 4 的 HF 发送线圈将用于激励核自旋的高频脉冲入射到测量空间 M,并且通过 HF 接收线圈扫描所得到的回波信号。相应获得的核共振信号在高频系统 22 的接收信道的第一解调器 8' 中被相位敏感地解调到中间频率,并且在模拟-数字-转换器(ADC)中被数字化。该信号还被解调到频率 0。到频率 0 的解调和到实部和虚部的分离在第二解调器 8 中在数字域中数字化之后进行,所述第二解调器 8 通过输出端 11 将解调的数据输出到图像计算机 17。通过图像计算机 17 可以从这样获得的测量数据重建 MR 图像、特别是在使用按照本发明的方法的条件下,所述方法包括例如借助图像计算机 17 计算至少一个干扰矩阵和其逆。通过设备计算机 20 进行测量数据、图像数据和控制程序的管理。序列控制装置 18 根据利用控制程序的预定值来控制各个期望的脉冲序列的产生和 k 空间的相应扫描、特别地根据按照本发明的方法。在此,序列控制装置 18 特别地控制梯度的时间正确的接通、具有定义的相位振幅的高频脉冲的发送以及核共振信号的接收。由合成器 19 提供用于高频系统 22 和序列控制装置 18 的时间基准。通过包括用于输入可能性的输入部件诸如键盘 15 和 / 或鼠标 16 和用于显示可能性的显示部件诸如显示屏 14 的终端 13,来选择用于产生 MR 图像的相应控制程序(所述 MR 图像例如存储在 DVD21 中)以及其它用户方面的输入(诸如应当一起覆盖期望的 k 空间的相邻的簇的期望的数量 n),和显示所产生的 MR 图像。

[0068] 图 2 示出了新的 k 空间排序方案的例子。示出了 kz-ky 平面,在该平面中按照笛卡尔布置(通过利用不同的图案填充的圆形表示的)View。

[0069] 图 3 示意性按照扇形和激发示出了待扫描的 k 空间的排序的流程图。

[0070] 在此,首先选择对每个激发应当采集的数量 N_v 个 View (块 301)。这一点例如通过用户到磁共振设备 5 的终端 13 的输入来进行。利用对每个激发对 View 的选择例如可以在使用用于确定呼吸信号作为生理信号的导航器的情况下,由此自由选择呼吸信号的时间分辨率,因为在导航器之后采集具有选择的数量的 View 的激发。从(通过又由用户选择的分辨率等确定的)待测量的 View 的总数和对每个激发的 View 的数量 N_v 中由此确定为了完整说明待扫描的 k 空间所需的激发的数量 N_s (块 303)。

[0071] 在 k 空间中的 View 被划分到扇形 S1, S2, S3, S4, S5, S6, S7, S8 (块 305)。属于相同的扇形的 View 利用相同的图案填充。此外扇形 S1, S2, S3, S4, S5, S6, S7, S8 的边界通过细虚线画出。

[0072] 不同扇形的数量等于每个激发的 View 的数量并且例如是用户定义参数。在示出的例子中扇形的和每个激发的 View 的数量等于 8。

[0073] 每个扇形的 View 的数量等于激发的数量 N_s 。在例子中在每个扇形中的 View 的数量和由此激发的数量等于 49。与同一个扇形对应的 View 具有与 k 空间中心的相似的距离并且位于相同的半空间中(在图 2 的例子中第一半空间通过 $ky > 0$ 或 ($ky = 0$ 和 $kz \leq 0$)) 定义)。从中在非对称采集 k 空间(部分傅里叶)的情况下得到优点。

[0074] 每个激发现在对每个扇形采集一个 View。在此特定扇形的 View 在导航器序列之

后或在激发开始之后的相同的时刻被采集。

[0075] 所有 View 与一个激发对应,其中在每个扇形中一个 View 与一个特定的激发对应(块 307)。一个扇形的单个 View 与一个特定的激发的对应相应于其在 $kz-ky$ 平面中的取向进行,例如相应于其在极坐标中的方位角进行。该方案产生沿着几乎径向的扫描方向的 k 空间的平滑调制(由于在中断静态均衡之后的超越状态)。

[0076] 图 2 中举例通过先后顺序的实箭头表示三个激发。在采集测量数据时与相同的扇形和不同的激发对应的 View 分别占据激发内部的相同(时间)位置(块 309)。如在图 2 的例子中可以看出的,对于每个激发采集的 View 的顺序分别相应于其扇形,在示出的情况中从 S1 至 S2 至 S3 至 S4 至 S5 至 S6 至 S7 至 S8。激发由此在几乎径向的 k 空间轨迹上在此从待扫描的 k 空间的右边沿到左边沿引导。

[0077] 该排序方案相对于迄今为止结合 PAWS 技术采用的排序方案来说具有优点,即,不太容易产生由于保留的运动导致的鬼影伪影,因为该运动按照方位角被分散。此外该方案允许对每个激发的 View 的自由选择和由此利用导航器序列采集的生理呼吸信号的时间分辨率。此外与所谓的椭圆形扫描兼容,在所述椭圆形扫描中 k 空间的特别是 $ky-kz$ 平面的外围的角中的 View,以相对小的信息内容,为了更短的测量时间而不被采集,如在示出的例子中那样。此外 k 空间的按照本发明到扇形的划分与 k 空间扫描的变化的密度兼容,如在利用自动校准的并行成像中出现的那样。

[0078] 一般化的 PAWS 描述允许,与 PAWS 一起采用刚才描述的排序方案,方法是,如上所述将激发通过划分到扇形的 View 与满足上面给出的假定 c) 和 d) 的激发索引对应。

[0079] 在此提供以下工作方式:

[0080] 首先为每个激发分配一个例如在 $[-\pi, \pi]$ 之间的方位角 Φ 。为此,例如可以使用在第一半空间中的激发的 View 的平均方位角 ($\arctan2(ky, kz)$) 或者在扇形中的一个的,有利地位于 k 空间中心的附近中的扇形诸如图 2 中的扇形 S4 的 View 的方位角。该方位角是合适的标尺并且由此是激发的排序标准,其描述了激发的相邻关系。人们注意到,不要求激发 $\rightarrow$ 标尺的对应是可逆转的。有利地将激发索引 ns_0 置为等于采集 k 空间中心的激发的激发索引。图 2 的例子中该激发具有方位角 $\Phi=0$ 并且由此位于 $ns[0, Ns-1]$ 的值域的中心中。

[0081] 在真实的径向轨迹中所有激发具有相同的运动敏感性。尽管如此,可以应用一般化的 PAWS 描述。在 ns_0 的选择中是自由的。

[0082] 利用通过上面的假定 a) 至 d) 的确定,由此可以对任意的二维笛卡尔 $ky-kz$ 排序方案和 k 空间轨迹应用 PAWS 算法,方法是将(Jhooti et al. 的)原始工作的 ky 坐标通过激发索引 ns 来代替。这一点例如简单地通过为具有在左 k 空间边沿处(原始工作中的 ky_{min})的开始位置的簇(原始工作中的“bin”)分配激发索引 $ns=0$ 作为开始位置并且为具有在右 k 空间边沿处(原始工作中的 ky_{max})的开始位置的簇分配激发索引 $ns=N_s-1$ 作为开始位置,并且为具有在 k 空间中心中(在原始工作中)的开始位置的簇分配具有最大的运动敏感性的激励索引 $ns=ns_0$ 作为开始位置。在图 5 中示出了从根据 ky 坐标的原始工作的排序方案(上面)到按照对于 3-bin PAWS 算法的激发索引的排序方案(下面)的这样的转变的例子。在纵坐标中分别画出了呼吸位置 AP。

[0083] 图 4 中示意性示出了一般化的 PAWS 方法的流程图。

[0084] 在此,首先如在 PASW 中通常的那样选择数量 n ,该数量说明了相邻的簇的数量,其一起应当完整填充 k 空间,以获得完整的测量数据组,所述测量数据组不超过在测量期间呼吸位置的预定的总变化(块 401)。

[0085] N_s 个激发的每个如上所述对应一个激发索引 $ns \in [0, \dots, ns_0, \dots, N_s-1]$ (块 403),其中这样进行对应,使得激发索引 ns 这样排序,使得激发相对于检查对象的运动的敏感性从激发索引 $ns=0$ 到激发索引 $ns=ns_0$ 增加并且从激发索引 $ns=ns_0$ 至激发索引 $ns=N_s-1$ 又降低。

[0086] 以用于确定呼吸信号和由此瞬时的呼吸位置的导航器测量开始测量(块 405)。

[0087] 在此,将在导航器测量之后要测量的激发以在 PAWS 方法中通常的方式相应于利用导航器测量所测量的呼吸信号与一个簇对应(块 407)。

[0088] 在通过导航器测量确定,以下要测量的激发与哪个簇对应之后,根据由前面选择的簇和其相邻的簇已经采集的激发索引来确定对于待测量的激发的激发索引(块 409)。如果还没有采集与待测量的激发对应的簇中的激发,则选择具有相应于分配给所述簇的开始位置的激发索引的激发(块 409)。

[0089] 具有选择的激发索引的相应激发作为待测量的激发来采集(块 411)。

[0090] 如果在一个激发的最后采集之后在一个预先给出的数量 n 个相邻的簇中采集了具有所有 N_s 个激发索引的共同的激发(询问 413),则测量结束(块 415)。

[0091] 相应地在一般化的 PAWS 方法中具有开始位置 0 的所谓的外围的簇在至 k 空间中心的方向上增长,方法是其选择下一个还没有采集的较大的激发索引并且具有开始位置 N_s-1 的外围的簇增长,方法是其选择下一个更小的还没有采集的激发索引。

[0092] 中央的簇(具有开始位置 ns_0)从 n 个可能的簇组合中选择最完整的那个,即,已经包括了具有不同的激发索引的大多数激发,并且然后分别根据从具有 $ns \leq ns_0$ 的激发中形成的集合或从还没有由簇组合采集的具有 $ns \geq ns_0$ 的激发中形成的集合是否具有多个元素而在至更小的或更大的激发索引的方向上增长。只要任意组的 n 个相邻的簇包括所有待测量的激发索引 $[0, \dots, N_s-1]$,则测量结束(块 415),因为呼吸位置的总变化由此限制到接受窗。如果还没有在 n 个相邻的簇的簇组合中包括具有所有 N_s 激发索引的激发,则在块 405 中继续并且分别以新的随后的激发采集新的导航器测量。

[0093] 在图 2 的例子中 k 空间中的相邻的 View 分别属于具有类似的方位角的激发并且由此属于具有相邻的激发索引的激发。由此一般化的 PAWS 算法负责,相邻的 View 在类似的呼吸状态期间被采集。在图 2 的例子中采集 k 空间中心的激发占据方位角 $\varphi=0$ 并且由此位于激发索引的值域的中心。由此可以假定,在原始工作中获得的结果(关于效率和保留的运动倾向性)也可以直接传输到按照本发明的灵活的 $ky-kz$ 排序方案。利用所描述的方法可以将 PAWS 原理应用于任意的笛卡尔 $ky-kz$ 排序方案和任意的非笛卡尔 k 空间轨迹。

[0094] 在采用用于采集运动的导航器的情况下通过执行导航器序列中断磁化的静态均衡。在按照 Jhooti et al 的原始工作的排序方案中该中断分别在采集 N_z 个 TR 间隔之后进行,其中 N_z 是在第二相位编码方向上的相位编码步骤的数量。呼吸信号的时间分辨率由此直接与沿着第二相位编码方向的成像的序列的空间分辨率相关联。然而,利用导航器测量的呼吸信号仅一个有限的时间是有效的,该时间相对于呼吸间隔来说是短的。即,在 Jhooti et al 的原始工作中使用的排序方案固有地将最大的分辨率限制到两个笛卡尔方向中的一

个。在采用介绍的具有排序方案的一般化的 PAWS 算法时,如上特别是参考图 2 所述,不存在这样的限制,因为每个激发的 View 的数量和由此呼吸信号的时间分辨率可以自由选择。该优点是特别重要的,因为呼吸门控的测量的目的通常是,避免由于有限的取决于患者的屏气时间而固有的、屏气测量的分辨率限制。

[0095] 导航器信号的有限的时间有效性的问题部分地通过采用沿着 K_z 方向的一维中央的排序方案来避免。这样的排序方案在 k 空间中心中开始并且这样交替地采集具有 k_z 的正的和负的值的 View,使得相位编码梯度的绝对矩(也就是 $k_z=0$ 的距离)在分别两个相位编码步骤之后连续增长。但是该中央的排序方案具有缺陷,即,会导致在 TR 间隔之间通过大的相位编码跳变由于涡流引起的伪影。

[0096] 替换通常的 n -bin PAWS 方法,以下介绍优化的 2-bin PAWS 方法。

[0097] 图 6 举例示出了迄今为止的 2-bin PAWS 与介绍的优化的 2-bin PAWS 的比较,其中上面示出了迄今为止的 2-bin PAWS 并且下面示出了新的 2-bin PAWS。

[0098] 如在(Jhooti et al. 的)原始工作中描述的,在最初的 2-bin PAWS 变形中相邻的簇的开始位置在左和右 k 空间边沿之间交替。在图 6 中上面具有偶数索引的簇对应右开始位置并且具有奇数索引的簇对应左开始位置。这一点在此处刚刚描述的、一般化的显示中相应于在 $ns=0$ 和 $ns=Ns-1$ 之间的交替。相应地,具有开始位置 $ns=0$ 的簇通过选择还没有被簇采集的最小的激发索引而增长。具有开始位置 $ns=Ns-1$ 的簇通过选择还没有由簇采集的最大的激发索引来增长。以下始终提到激发索引 ns ,即使可以使用按照 ky 坐标的初始排序。与每个簇对应的呼吸位置区域的宽度通常相应于半个接受窗(Af)。只要两个任意的相邻的簇一起已经采集所有激发,测量结束。这一点在图 6 的例子中对于簇 c_4 和 c_5 是这样。图形地说,“从左增长的”簇(开始位置 $ns=0$)和两个相邻的“从右增长的”簇之一(开始位置 $ns=Ns-1$)相遇,从而两个簇一起张开共同的值域 $[0, \dots, Ns-1]$ 。只要这两个簇通常包括类似相同数量的激发,则在此通常在 k 空间中心附近的运动敏感的区域中得到一个簇边界(通过图 6 中的虚线椭圆标记)。

[0099] 在这里介绍的最佳的 2-bin PAWS 实施也是两个簇类型交替。一个簇类型具有带有最大的运动敏感性 $ns=0$ 作为开始位置的激发并且在以下称为中央的簇。另一个簇类型没有明确的开始位置并且在以下称为外围的簇。在图 6 的例子中具有奇数索引的簇是中央的簇并且具有偶数索引的簇是外围的簇。外围的簇的开始位置要么是 $ns=0$ 要么是 $ns=Ns-1$,或者说要么是 ky 坐标中的右 k 空间边沿要么是左 k 空间边沿,其中实际的开始位置在运行时间才决定。外围的簇独立于其开始位置地增长,或者是从更大的还不属于该簇的激发索引在 ns_0 或 $ky=0$ 的方向上降序地、或者从最小的还不属于该簇的激发索引在 ns_0 或 $ky=0$ 的方向上升序地。关于哪个增长方向当前是优选的判断又在运行时间进行。这一点示意性在图 7 中的流程图中示出。

[0100] 如果如上面已经描述的借助导航器测量测量呼吸位置(块 701,相应于图 4 中的块 405),其按照在 PAWS 中通常的对应(图 4 中的块 407)位于外围的簇 cn 的呼吸位置区域中,则首先询问,簇组合 $cn-c(n-1)$ 或 $cn-c(n+1)$ 是否接近完整(块 705 和 707)。对此,首先对在簇 $c(n-1)$ 和 $c(n+1)$ 中已经采集的激发计数,并且存储这些各自的数量 M^- 及 M^+ (块 705)。相邻的簇 cx (外围的簇 cn 与所述相邻的簇一起共同最接近完整)相应于该数量 M^- 及 M^+ 来选择,其中当 M^- 大于 M^+ 时选择簇 $c(n-1)$,并且当 M^+ 大于 M^- 时选择簇 $c(n+1)$ 。簇如通

常的那样相应于其呼吸位置区域来标记(簇 cn 相应于第 n 个呼吸位置)。相应地 $c(n-1)$ 和 $c(n+1)$ 是中央的簇并且是外围的簇 cn 的两个最相邻的簇。以这种方式当簇组合 $cn-c(n-1)$ 更接近完整时选择簇 $c(n-1)$, 否则选择簇 $c(n+1)$ 。

[0101] 接下来对还没有由两个簇(cn 和选择的 cx)采集的、具有在范围 $[0, \dots, ns]$ 中的索引的激发 M_{low} 的数量, 和还没有由两个簇采集的、具有在范围 $[ns, \dots, Ns-1]$ 中的索引的 M_{high} 的数量进行计数(块 709)。如果与最后测量的呼吸位置对应的簇 cn 如在假定的情况中那样是外围的簇(询问 711 中的“y”), 则当 M_{low} 大于 M_{high} (询问 713 中的“y”)时, 外围的簇 cn 从其最小的还没有采集的激发索引在方向 ns_0 或 $ky=0$ 上增长, 方法是采集最小的、还没有采集的激发索引(块 715), 否则从其最大的还没有采集的激发索引在方向 ns_0 或 $ky=0$ 上增长(询问 713 中的“n”), 方法是采集最大的、还没有采集的激发索引(块 717)。

[0102] 也就是外围的簇一般地张开两个关联的索引区域。一个在最小的激发索引 $ns=0$ (或左 k 空间边沿) 的情况下开始并且在更大的激发索引的方向上增长。另一个在最大的激发索引 $ns=Ns-1$ (或右 k 空间边沿) 的情况下开始并且在更小的激发索引的方向上增长。或者也可以说, 对于外围的簇的索引区域在区域边界处周期性或循环地继续。

[0103] 当最后测量的呼吸位置在中央的簇 cn 的呼吸位置区域中时, 判断过程类似进行:

[0104] 如刚才所述, 询问簇组合 $cn-c(n-1)$ 和 $cn-c(n+1)$ 中的哪个更接近完整, 并且选择该簇组合(块 705 和 707)。接下来对还没有由两个簇采集的、具有在范围 $[0, \dots, ns]$ 中的索引的激发 M_{low} 的数量, 以及还没有由两个簇采集的、具有在范围 $[ns, \dots, Ns-1]$ 中的索引的 M_{high} 的数量进行计数(块 709)。如果与最后测量的呼吸位置对应的簇 cn 如现在假定的那样是中央的簇(询问 711 中的“n”), 则当 M_{low} 大于 M_{high} 时中央的簇 cn 从其最小的已经采集的激发索引在方向 $ns=0$ 或 k_{min} 上增长(询问 719 中的“n”), 方法是采集最大的、小于最小的已经采集的激发索引的那个还没有被采集的激发索引, (块 723)。否则(M_{high} 大于 M_{low}) (询问 719 中的“y”), 簇 cn 从其最大的已经采集的激发索引在方向 $Ns-1$ 或 k_{max} 上增长, 方法是采集最小的、大于最大已经采集的激发索引的那个激发索引(块 721)。

[0105] 在任何情况下在块 715、717、721 和 723 中在一个激发的采集之后在询问 725 中检验, 在选择的簇组合中所有 Ns 个期望的激发索引是否已经被采集。如果是(询问 725 中的“y”)则测量是完整的(块 727)并且可以结束; 如果否(询问 725 中的“n”)则以新的导航器测量继续。由此相对于 PAWS 的原始版本中断标准不变: 只要两个相邻的簇(2-bin)的任意组已经采集了所有要测量的激发索引, 则结束测量, 因为呼吸位置的总变化限制到接受窗。

[0106] 在图 7 中的总结了刚才描述的算法的流程图中, 使用集合论的通常符号:

[0107] $\{.\} \dots$ 表示集合。

[0108] $\{x_s | \dots\} \dots$ 表示“对于...成立”的所有激发索引 x_s 的集合。

[0109] $\in \dots$ 表示“是...的元素”。

[0110] $\#\{.\} \dots$ 表示集合的元素的数量。

[0111] $\wedge \dots$ 对于“与”的逻辑符号。

[0112] $\vee \dots$ 对于“或”的逻辑符号。

[0113] PAWS 的该最佳的 2-bin 版本统一了原始的 2-bin PAWS 版本的高效率与原始的 3-bin 变形的降低的伪影可能性。新的算法主动地将片段边界从运动特别敏感的 k 空间中心在 k 空间外围的方向上移开。

[0114] 在不同的 PAWS 变形的以下比较中假定,接受窗的总宽度是给定的。在 n -bin 变形的情况下该接受窗由 n 个相继跟随的簇的呼吸位置区域张开。例如为每个簇分配一个呼吸位置区域,其宽度相应于接受窗的 $1/n$ 。这一点与上面已经引用的 Jhooti et al. 的 MRM 文章的附录 A 的比较稍有不同,其中一个簇的呼吸位置区域的宽度设置为等于导航器分辨率。在后一种工作方式中接受窗的总宽度是导航器分辨率的 n 倍并且随着 bin 的数量增加。这一点使得不同的 bin 变形的公正比较变得困难。

[0115] 此处刚刚描述的新的 2-bin 变形的效率在如下意义上是最佳的,即,只要在由两个相邻的簇覆盖的区域中的呼吸位置被测量了 N_s 次则采集了所有 N_s 个激发并且由此可以结束测量。该特征由新的 2-bin 变形与原始的 2-bin 变形分享并且比原始的 3-bin 变形和上面引用的 Nuval et al. 的文章中的 3-bin 变形更突出。

[0116] 与原始的 2-bin 变形不同,明显降低了在运动特别敏感的 k 空间中心附近形成簇边界的可能性。

[0117] 这一点在图 6 中解释,在图 6 中如通常的那样每条线相应于一个簇 cn 。它们在垂直方向上相应于其呼吸位置区域布置。在水平方向上画出相位编码索引 ky 或在一般的图中画出激发索引 ns 。灰色阴影条示出由一个簇采集的 ky 行或激发。上面是已经在前面引用的 Jhooti et al. 的 MRM 文章的图 11b,其示出了在测量的结束时原始的 2-bin 变形的相位编码线的选择。下面示出了新的 2-bin 变形的相应图示。注意到,测量一个特定的呼吸位置的次数在两个图(Plot)中是相同的。在上面描述的原始 PAWS 方法中簇边界靠近 k 空间中心。在下面示出的新的变形中其明显在 k 空间外围的方向上移动。在图 6 中分别利用虚线画出的椭圆强调簇边界。

[0118] 当分配给两个最终的簇的呼吸位置大约相同频繁地被测量并且中央的、运动特别敏感的具有激发索引 ns_0 或 $ky=0$ 的激发精确位于索引区域的中心时,该问题在原始版本中是最大的。在这种情况下簇边界精确与 k 空间中心 ($ky=0$) 一致。所介绍的新的版本最佳地处理该特别重要的情况:簇边界处于值域的大约 +25% 和 +75% 并且由此与运动敏感的 k 空间中心距离最大。

[0119] 在 k 空间的非对称扫描时在此介绍的新的 2-bin 变形也在如下意义上最佳地反应,即,在分摊到中央的簇的扫描的数量给定的情况下,片段边界与具有激发索引 ns_0 或 $ky=0$ 的中央的运动特别敏感的激发距离最大。由此新的版本实际地总是比原始的 2-bin 版本更好地反应。对此的原因是,激发的围绕中央的激发 ns_0 的对称分布主动地嵌入到算法的判断过程中。

[0120] 当且仅当分摊到最终的中央的簇的扫描的数量相对于分摊到最终的外围的簇的扫描的数量来说是小的时,才可以在 k 空间中心附近形成簇边界。在该情况中该边界也如在原始版本中那样可以靠近 k 空间中心。但是该情况在接受窗的合适选择和呼吸位置在最可能的呼吸位置的附近的静态分布的情况下是极其不可能的并且在我们的利用新的 2-bin 变形的大量测量中没有观察到。通过类似于上面已经引用的 Nuval et al. 的文章中的修改 b) 的扩展,该情况甚至可以完全被避免:这样收紧中断标准,即,中央的最终的簇要么必须已经采集了所有激发 N_s 的最小百分比,要么外围的最终的簇必须已经采集了所有 N_s 个激发。注意到,围绕 k 空间中心的对称分布对于新的 2-bin 算法来说是固有的并且不要求(与现有技术中的 3-bin 变形不同)。

[0121] 还要提到,在新的 2-bin 算法的(以及原始版本的)“没有呼吸”的边界情况中被最佳处理:所有激发由唯一一个簇采集,也就是不形成簇边界,而不管该簇是中央的还是外围的。

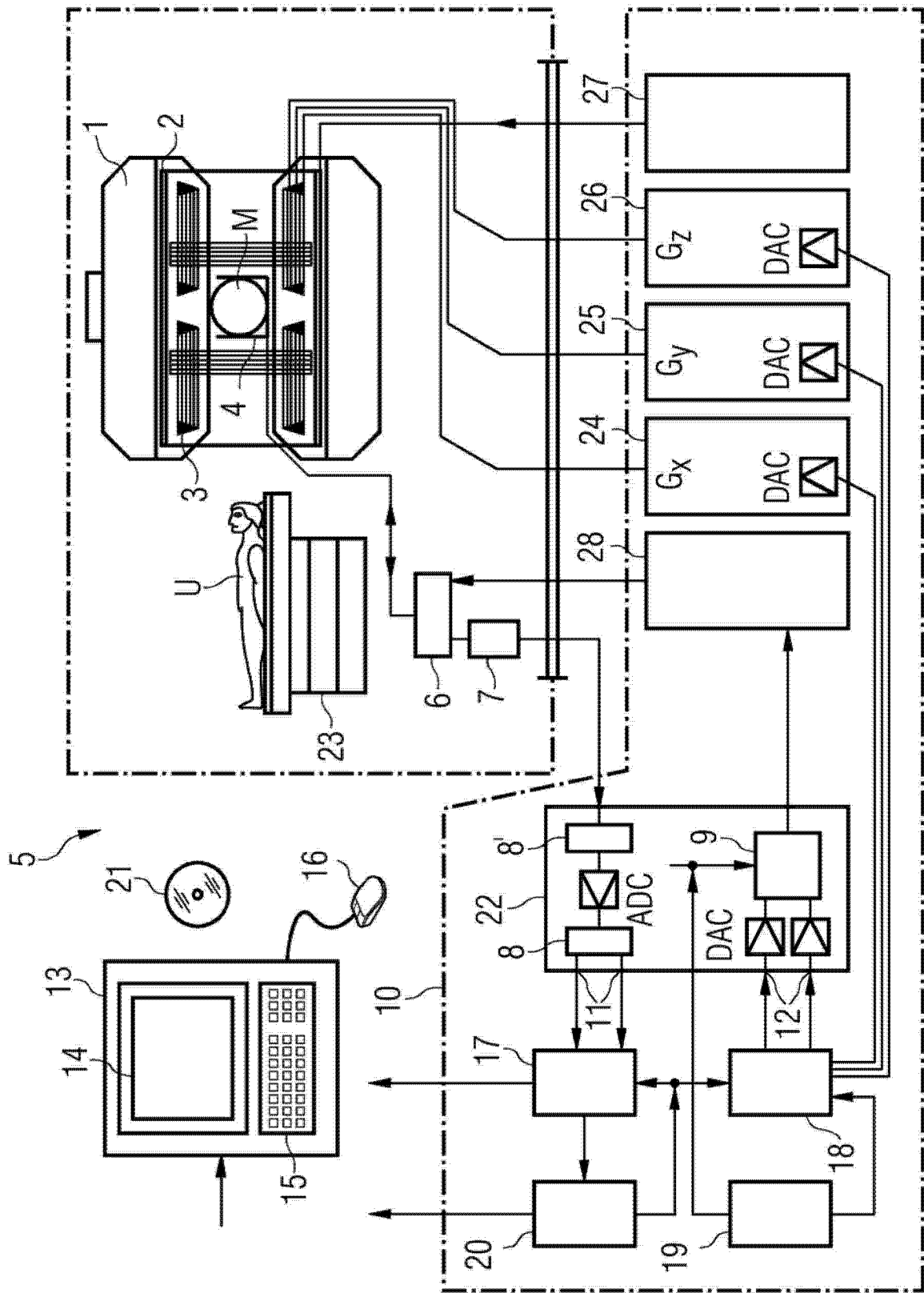


图 1

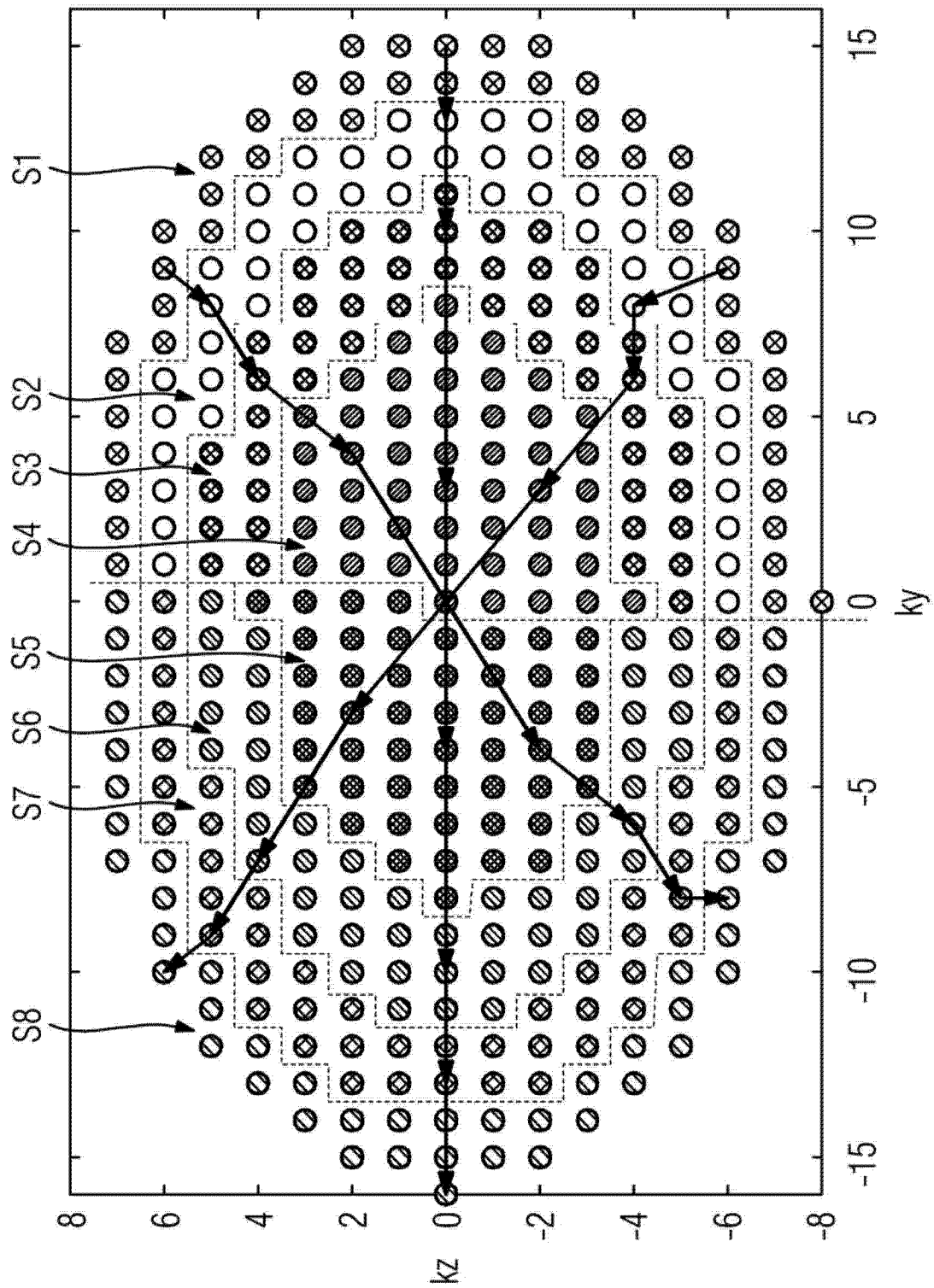


图 2

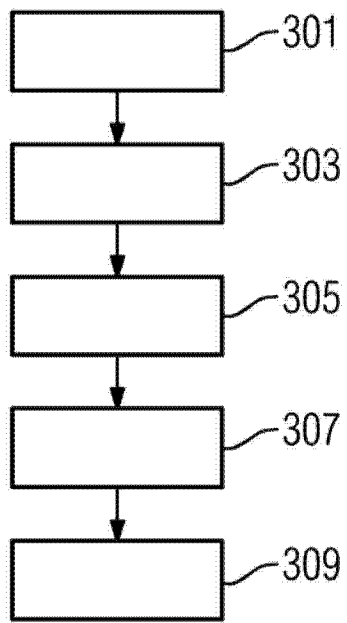


图 3

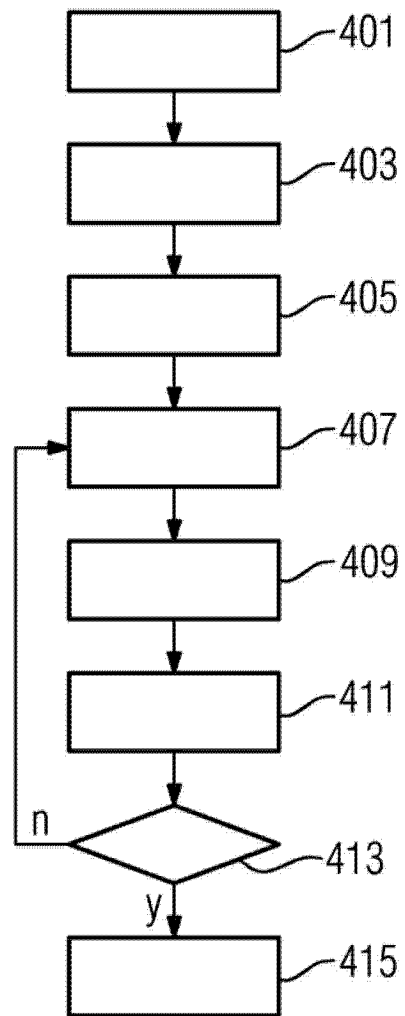


图 4

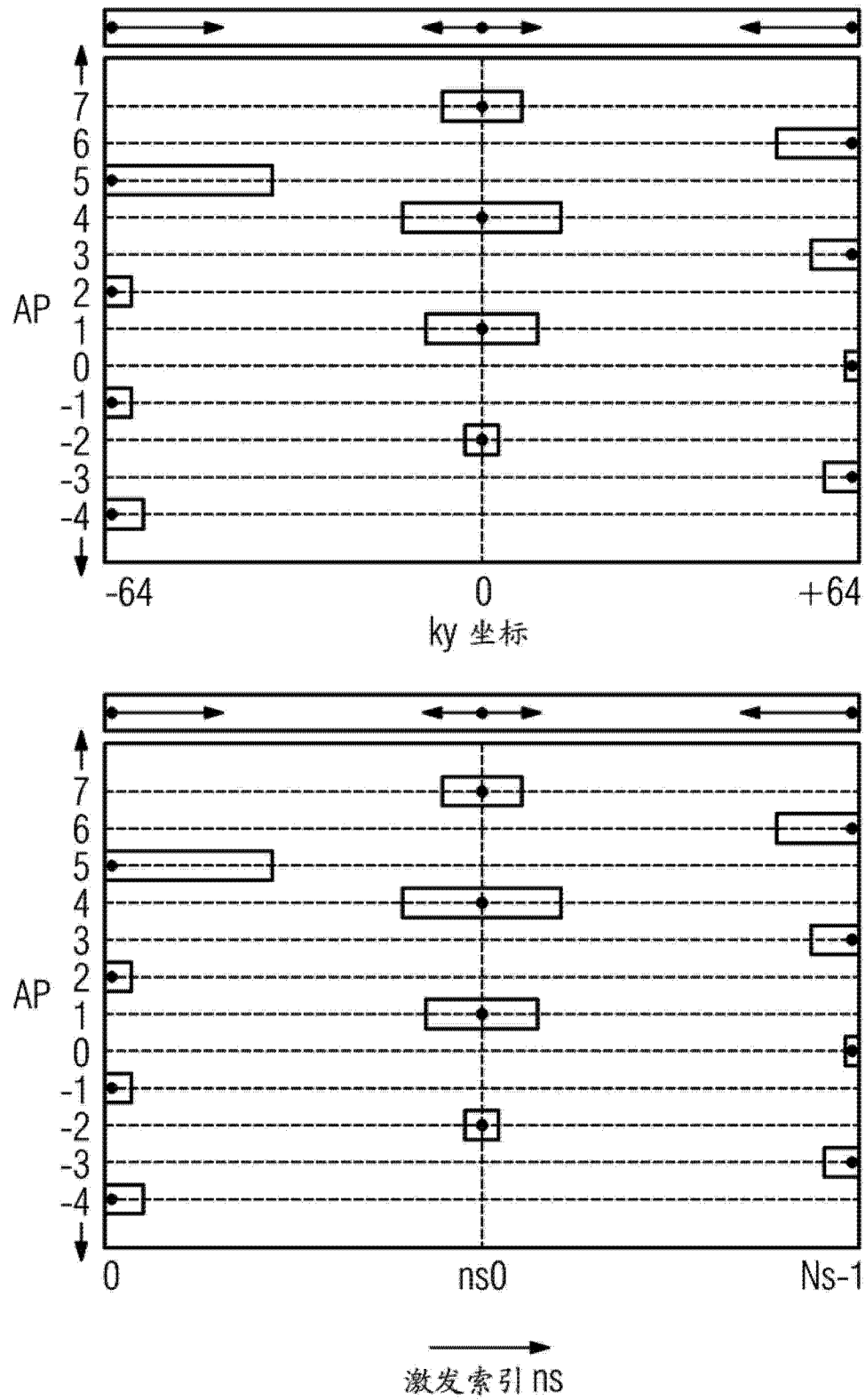


图 5

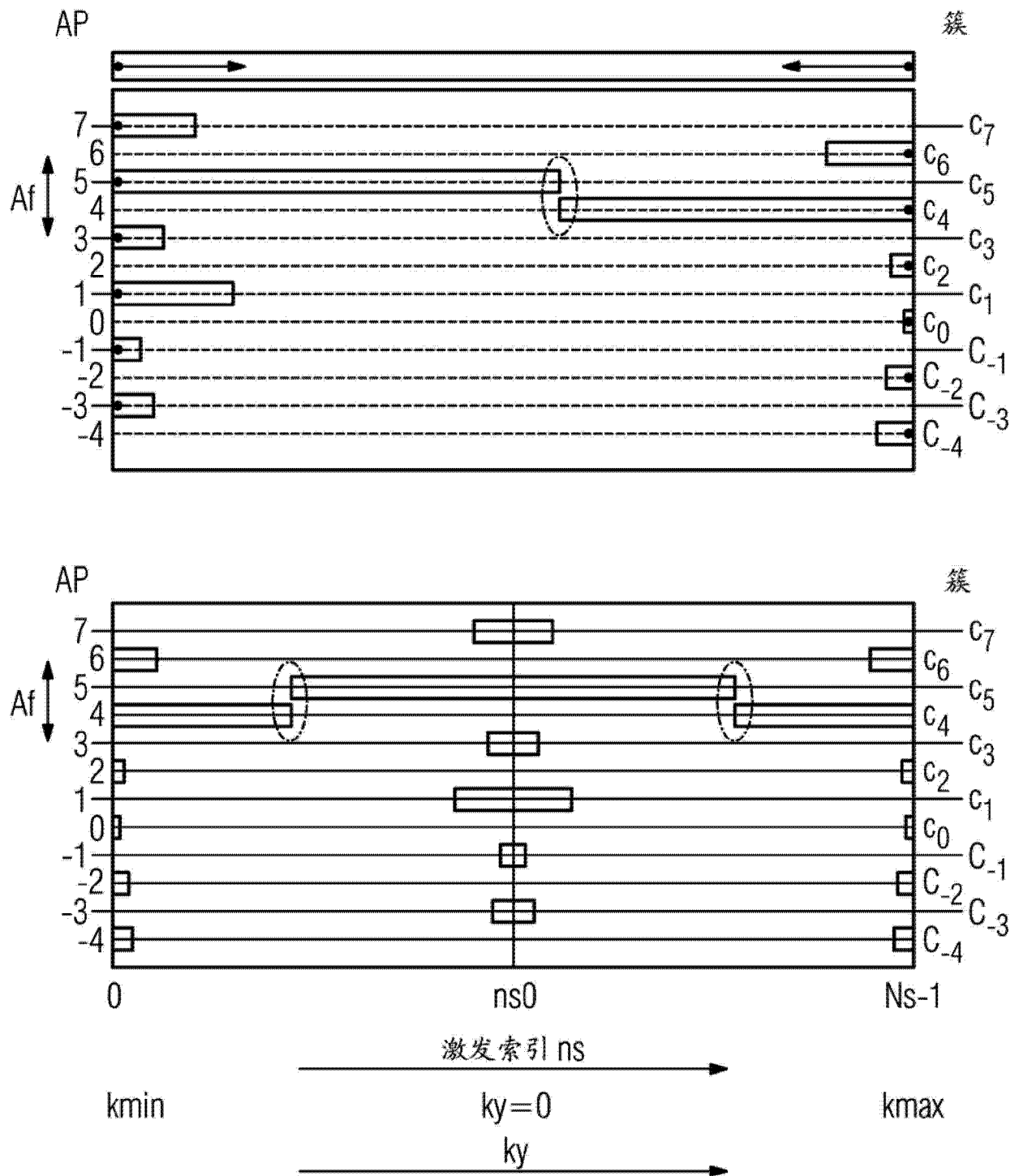


图 6

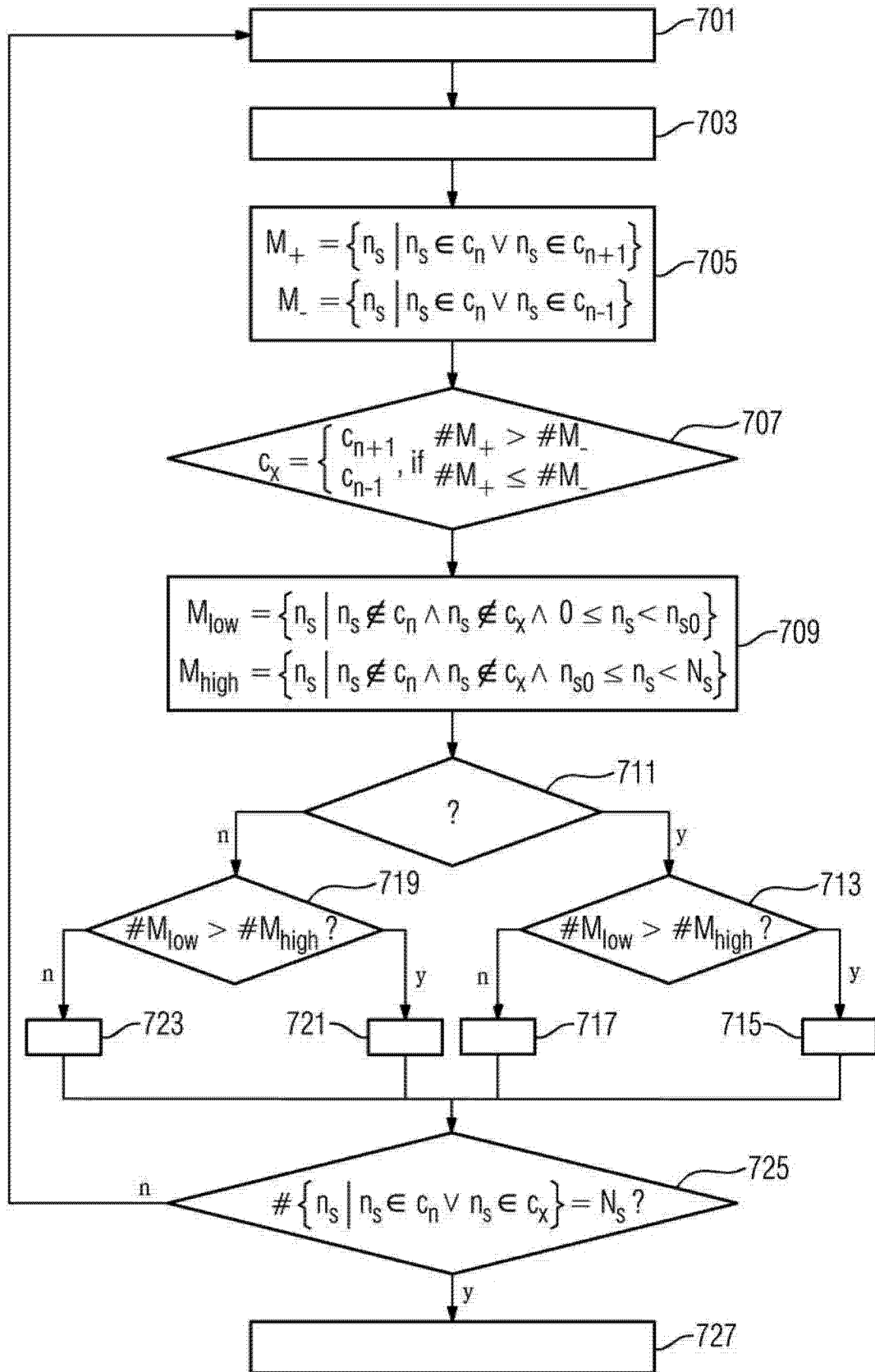


图 7