



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 98124131. X

[45] 授权公告日 2005 年 12 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 1231177C

[22] 申请日 1998. 10. 16 [21] 申请号 98124131. X

[30] 优先权

[32] 1997. 10. 17 [33] JP [31] 284945/97

[71] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京

[72] 发明人 泷泽将宏 高桥哲彦

审查员 田蕴青

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 钱慰民

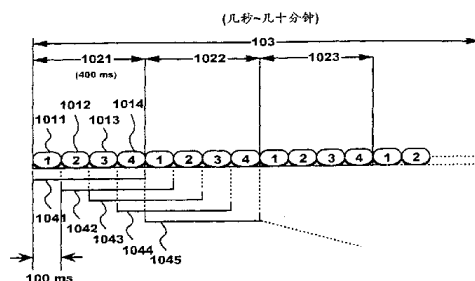
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 4 页

[54] 发明名称 磁共振成像方法及实施该方法的装置

目标运动贗像同时又能使用于活动图象的 MRI 保持较高的瞬时分辨率的 MRI 方法。

[57] 摘要

在一种磁共振成像方法中，其中在将磁共振频率的 RF 脉冲(201, 2011, 2012)照射到被检查目标上之后，并行地重复进行顺序地检测回波信号(207)的程序及利用所获得的回波信号重建图象的步骤，并通过持续地更新用于重建前一图象的回波信号的一部分来得到一活动图象，RF 脉冲(2011, 2011)每次发射都产生一导航回波(3021, 3022)，且该导航回波被检测出来，对于用作校正用于重建图象的回波信号的相位的参考值的导航回波，在每一图象上持续更新，根据每一图象的已更新的导航回波(3021, 3022)来对回波信号(207)的相位进行校正以得到该校正相位。因此，使利用导航回波(3021, 3022)来校正目标运动的参考时间缩短，且在与高瞬时分辨率相对应的精确度下，目标运动所造成的贗像现象减少。结果提供了一种允许减少



1、一种磁共振成像方法，该方法反复执行下述步骤：

将具有磁共振频率的RF脉冲（201，2011，2012）照射到被检查目标上；

5 检测由所述RF脉冲照射所激发的多个回波信号（207）；

利用所述检测到的回波信号，重建一图象，

其中，通过相继更新被用于重建前一图象的回波信号的一部分，来获得  
后一图象，

其特征在于：每次照射RF脉冲（2011，2012）都产生一导航回波  
10 （3021，3022），检测该导航回波，并且对于每一图象，相继选择和更新一  
个导航回波，该导航回波对于校正重建图象用的回波信号的相位起一参考值  
的作用，并且所述回波信号的相位是根据每一图象的已更新参考导航回波来  
校正的。

2、根据权利要求1所述的磁共振成像方法，其特征在于，进一步包括从  
15 多个连续重建的图象形成一活动图象的步骤。

3、一种磁共振成像方法，包括以下步骤：

向被检查目标的一个预定断面，照射具有磁共振频率的RF脉冲（201，  
2011，2012），接下来检测由于所述RF脉冲（201，2011，2012）照射而相继  
产生的一个回波信号组（207），所述回波信号组包括多个回波信号；

20 利用通过重复执行所述回波信号组检测步骤多次而获得的多个回波信号  
组（207），来重建具有所述预定断面的图象；

利用用于前一图象重建的多个回波信号组中的一部分以及随后至少进行  
一次所述回波信号组检测步骤而新获得的一个回波信号组，进一步重建具有  
所述预定断面的后一图象；以及

25 在更新用于图象重建的所述多个回波信号组中的一部分的同时，重复进  
行所述进一步重建后一图象的步骤，其中所述磁共振成像方法进一步包括以  
下步骤：

在每次所述回波信号组检测步骤中，为每个回波信号组引入至少一个导  
航回波（3021，3022）；

30 将为重建一图象而将要使用的多个回波信号组所引入的相应导航回波之

一，选作为只用于该图象重建的参考导航回波，而将其余导航回波选作为监测导航回波；

确定所述参考导航回波与所述监测导航回波之间的相位偏差，并根据所确定的相位偏差，对相应的监测导航回波所属的相应回波信号组中的回波信号5 号的相位进行校正；以及

在将用于连续图象重建的多个回波信号组的相应导航回波当中，为一连续图象重建，选择一个新的参考导航回波，所述新的参考导航回波不同于在前一图象重建时用作所述参考导航回波的导航回波。

4、根据权利要求3所述的磁共振成像方法，其特征在于，进一步包括从10 多个相继重建的图象形成一活动图象的步骤。

5、根据权利要求3所述的磁共振成像方法，其特征在于，引入到所述相应回波信号组检测步骤中的导航回波是先于相应的回波信号组而被引入的。

6、根据权利要求3所述的磁共振成像方法，其特征在于，引入到所述相应回波信号组检测步骤中的导航回波，其编码量为零，沿读出方向引入。

7、根据权利要求3所述的磁共振成像方法，其特征在于，引入到所述相应回波信号组检测步骤中的导航回波，分别包括一个读出方向上的导航回波及另一个位于编码方向上的导航回波。

8、根据权利要求3所述的磁共振成像方法，其特征在于，引入到所述相应回波信号组检测步骤中的导航回波，为一轨道导航回波，它是通过沿其相位20 变换了 $90^0$ 的正交方向施加两个梯度磁场而产生的。

9、根据权利要求3所述的磁共振成像方法，其特征在于，进一步包括以下步骤：

为了调整静态磁场的均匀性，在所述的回波信号组检测步骤之前，对预定的断面进行预扫描；

25 将至少一个回波信号引入到所述的预扫描步骤当中；以及

将引入到所述预扫描步骤中的导航回波，选作为用于图象的所述连续重建步骤的一个参考导航回波。

10、根据权利要求3所述的磁共振成像方法，其特征在于，在属于将用于重建一图象的多个相应回波信号组的导航回波当中，将属于从有关所述预定30 断面的k空间内的一特定区域中产生的一回波信号组的一个导航回波，选作为

一参考导航回波。

11、根据权利要求10所述的磁共振成像方法，其特征在于，在有关所述预定断面的k空间内的所述特定区域是一低空间频率区域。

12、根据权利要求11所述的磁共振成像方法，其特征在于，每次重建一  
5 图象时，都要对从有关所述预定断面k空间内的所述特定区域中所产生的回波信号组进行更新。

13、一磁共振成像装置，包括：

用于按一预定间隔，向被检查且被放置在一静态磁场中的目标（401），  
重复照射具有磁共振频率的RF脉冲（201，2011，2012）的装置（404，410，  
10 411）；

用于将梯度磁场（Gs,Gp,Gr）施加到围绕着被检查目标（401）的静态磁场空间中，以便响应于所述RF脉冲照射装置（404，410，411）的RF脉冲（201，2011，2012）相应照射，而在被检查目标（401）之预定断面上的一个预定区域中，得到一个回波信号组（207）及至少一个导航回波(3021,3022)  
15 的装置（403，409，411），其中所述回波信号组包括多个回波信号；

用于检测多个回波信号组（207）以及属于相应回波信号组（207）的导航回波（3021，3022）的装置（405，406，411），其中所述回波信号组是根据所述梯度磁场施加装置（403，409，411）所施加的梯度磁场（Gs,Gp,Gr）而产生的;以及

20 用于利用在所述回波检测装置（405，406，411）中得到的所述多个回波信号组（207），重建所述预定断面的图象的装置（407，411），其中所述图象重建装置（407，411）被构造成利用用于重建前一段图象的多个回波信号组（207）中的一部分及从所述回波检测装置（405，406，411）中新获得到的至少一个回波信号组（207），来重建所述预定断面的后一图象，另外，所  
25 述图象重建装置被构造成在相应的图象重建期间，将属于用于每次图象重建时将使用的多个回波信号组（207）之一的导航回波（3021，3022）之一，选作为一参考导航回波，然后确定如此选定的参考导航回波（3021，3022）与其他余下的导航回波（3021，3022）之间的相位差值，并根据所确定的相应的相位偏差，对将用于图象重建的多个回波信号组（207）中回波信号的相位  
30 进行校正，并且进一步为每次图象重建，更新将用于多个相应回波信号组

(207) 中回波信号之相位校正的所述参考导航回波 (3021, 3022)。

14、根据权利要求13所述的磁共振成像装置，其特征在于，进一步包括用于从多个相继重建的图象中形成一活动图象并用于显示此活动图象的装置 (407, 408, 411)。

5 15. 如权利要求1所述的磁共振成像方法，其特征在于，从与将用于图像重建的多个回波信号一起检测得到预定数目的导航回波中，选择一预定检测顺序中的一个导航回波作为一参考导航回波

16. 如权利要求15所述的磁共振成像方法，其特征在于，选择第一检测顺序中的一个导航回波作为所述参考导航回波。

## 磁共振成像方法及实施该方法的装置

### 5 技术领域

本发明所涉及的是一磁共振成像（MRI）装置中的一种磁共振成像方法（下文称作MRI方法）以及实施该方法的装置，在所述装置中对来自被检查目标的诸如氢和磷的核磁共振（下文称作NMR）信号进行测量，并在其中对核密度分布及弛豫时间分布进行成像，且本发明特别涉及一种MRI方法及实施该方法的装置，它能够消除由于目标运动所引起的赝像，同时又能保持活动图象的高瞬时分辨率。

### 背景技术

在多点回波平面成像（multi-shot EPI）及三维（3D）EPI这些领域中，用来减少由于目标运动而引起的赝像（由于被检查目标在各点之间的运动而在图象中所造成的）的导航回波法已为公众所知，例如，在Seong-Gi Kim等人的“利用导航仪的快速交错式回波平面成像：4特斯拉的高分辨率的构造及功能图象(Fast Interleaved Echo-Planar Imaging with Navigator : High Resolution Anatomic and Functional Images at 4 Tesla)”文章中公开了此项技术，该文章发表在如下杂志上：医学中的磁共振，35：895—902，1996年6月(Magnetic Resonance in Medicine, 35: 895—902, June 1996)。

导航回波例如是通过施加一梯度磁场脉冲来产生的，所述梯度磁场脉冲用于在RF（射频）脉冲201和用多点EPI序列中获得工作状态211的一系列回波信号序列之间产生导航回波，如图4所示。此序列示于图6中。如图6中所示，导航回波3021和3022分别引入到每一RF脉冲发射2011和2012中。假设在预定的重复时间209或304内，被检查目标的位置未发生变动，则根据在一重复时间（TR）内所得到一个导航回波与在随后另一重复时间（TR）内所得到的另一个导航回波之间的变化，估算出被检查目标的运动情况。

例如如图7中所示，当一重复测量单元304重复进行四次（305）、其中每次包括一个用于获得一段图象的导航回波时，与点数1相对应的第一测量（在图中用灰色表示）中的导航回波用作一参考值，并且根据在以下的三个时间

测量单元304（点数2—4）中的导航回波的变化，对相应的实际测量数据（图4中的207）相对于目标运动来进行必要的修正，从而得到一段图象6011。

另一方面，为了获得一磁共振（下文称作MR）活动图象，已知MR 荧光检查可作为多点EPI的应用之一。这种MR 荧光检查如图5中所示，其中从测量开始到其结束，重复测量单元209一次一次连续地获得回波信号序列，以及一预定数目的新回波信号序列，并利用这些对于重建一段图象所必须的新回波信号序列，同时从最近一次测量开始反向计数，例如，在图5中，利用在四个时间测量单元中所获得的回波信号，来重建相应时刻的图象。

即使在这种MR荧光检查中，由于目标在各点间的运动而引起的赝像问题也是存在的。但没有提出将导航回波方法用于MR荧光检查。

为了校正这种目标运动，可以想到将上述的MR荧光检查与导航回波法结合起来。但如果将这两种方法简单地结合在一起，当重建图象段5011~5017且同时利用一个单元测量304持续地变换相应的图象重建数据时，可将具有相应点数的四个重复测量单元当中的、具有固定点数的一预定重复测量单元中的导航回波作为相应图象相位校正的参考值，例如，利用如图8中所示的、第一重复测量单元中的导航回波（在图中用灰色表示）。

在此实例中，图象段5011~5017在测量单元304的每一重复时间TR内都要进行更新。但用作参考值的导航回波从第一测量单元304开始计数、每四个测量单元进行更新（更新时间A，B及C在图中用灰色表示），因此，利用这种导航回波进行目标运动校正的参考间隔延长为重复时间的四倍（4TR），且因而，尽管有与图象更新间隔TR相对应的高清晰瞬时分辨率，但是仍然每经过四个图象，活动图象中就会出现突然变化，且其实时特性也受到了破坏。

### 发明内容

因此，本发明的一个目的是提供一种MRI方法及实施该方法的装置，它允许对目标运动进行校正，且同时能在活动图象中保持高瞬时分辨率，并能减少这种高瞬时分辨率所带来的赝像。

在一磁共振成像方法及实施该方法的装置中，其中在将具有磁共振频率的RF脉冲照射到被检查目标上之后，并行地重复进行顺序地检测回波信号的程序及利用所获得的回波信号重建图象的步骤，并通过持续地更新用于重建

前一图象的回波信号的一部分来得到后一的图象，根据本发明的MRI方法及实施该的装置，其特征在于：RF脉冲每次发射都产生一导航回波，且该导航回波被检测出来：用作校正用于重建图象的回波信号的相位的参考值的导航回波，在每一图象上持续更新，根据每一图象的已更新的导航回波来对回波信号

5 号的相位进行校正以得到该校正相位。

通过参考导航回波的连续更新，目标运动校正的参考间隔与连续图象的更新间隔相匹配，从而能够实现目标运动校正且能够保持高瞬时图象分辨率。

根据本发明的这种MRI方法及装置，无疑也适用于从通过重复进行多次

10 RF脉冲照射、也就是多点序列所得到的回波信号序列当中获得图象数据的方法及装置，并能减少由于目标在各点间的运动而引起的的膺像。

在本发明中，每一RF脉冲额外地产生至少一个具有零相位编码量的导航回波。对于目标运动校正来说，参考导航回波及由于相应的RF脉冲而产生和获得的其他导航回波之间的相位差值，用来校正所获得的回波信号的相位，

15 从而可从根本上消除由于目标运动而产生的膺像。

进而，引入导航回波主要用来监测被检查目标相对于导航回波轴线运动情况，因此，如果得到另一具有不同轴线的导航回波，便能够监测多个方向上的目标运动情况。

依照本发明的一个方面，提供了一种磁共振成像方法，该方法反复执行

20 下述步骤：

将具有磁共振频率的RF脉冲（201，2011，2012）照射到被检查目标上；

检测由所述RF脉冲照射所激发的多个回波信号（207）；

利用所述检测到的回波信号，重建一图象，

其中，通过相继更新被用于重建前一图象的回波信号的一部分，来获得

25 后一图象，

在本发明的方法中，每次照射RF脉冲（2011，2012）都产生一导航回波（3021，3022），检测该导航回波，并且对于每一图象，相继选择和更新一个导航回波，该导航回波对于校正重建图象用的回波信号的相位起一参考值的作用，并且所述回波信号的相位是根据每一图象的已更新参考导航回波来

30 校正的。

依照本发明的另一方面，提供了一种磁共振成像方法。该方法包括以下步骤：

向被检查目标的一个预定断面，照射具有磁共振频率的RF脉冲（201，2011，2012），接下来检测由于所述RF脉冲（201，2011，2012）照射而相继产生的一个回波信号组（207），所述回波信号组包括多个回波信号；

利用通过重复执行所述回波信号组检测步骤多次而获得的多个回波信号组（207），来重建具有所述预定断面的图象；

利用用于前一图象重建的多个回波信号组中的一部分以及随后至少进行一次所述回波信号组检测步骤而新获得的一个回波信号组，进一步重建具有所述预定断面的后一图象；以及

在更新用于图象重建的所述多个回波信号组中的一部分的同时，重复进行所述进一步重建后一图象的步骤，其中所述磁共振成像方法进一步包括以下步骤：

在每次所述回波信号组检测步骤中，为每个回波信号组引入至少一个导航回波（3021，3022）；

将为重建一图象而将要使用的多个回波信号组所引入的相应导航回波之一，选作为只用于该图象重建的参考导航回波，而将其余导航回波选作为监测导航回波；

确定所述参考导航回波与所述监测导航回波之间的相位偏差，并根据所确定的相位偏差，对相应的监测导航回波所属的相应回波信号组中的回波信号的相位进行校正；以及

在将用于连续图象重建的多个回波信号组的相应导航回波当中，为一连续图象重建，选择一个新的参考导航回波，所述新的参考导航回波不同于在前一图象重建时用作所述参考导航回波的导航回波。

依照本发明的再一方面，提供了一种磁共振成像装置。它包括：

用于按一预定间隔，向被检查且被放置在一静态磁场中的目标（401），重复照射具有磁共振频率的RF脉冲（201，2011，2012）的装置（404，410，411）；

用于将梯度磁场（Gs,Gp,Gr）施加到围绕着被检查目标（401）的静态磁场空间中，以便响应于所述RF脉冲照射装置（404，410，411）的RF脉冲

(201, 2011, 2012) 相应照射, 而在被检查目标 (401) 之预定断面上的一个预定区域中, 得到一个回波信号组 (207) 及至少一个导航回波(3021,3022) 的装置 (403, 409, 411), 其中所述回波信号组包括多个回波信号;

5 用于检测多个回波信号组 (207) 以及属于相应回波信号组 (207) 的导航回波 (3021, 3022) 的装置 (405, 406, 411), 其中所述回波信号组是根据所述梯度磁场施加装置 (403, 409, 411) 所施加的梯度磁场 ( $G_s, G_p, G_r$ ) 而产生的;以及

10 用于利用在所述回波检测装置 (405, 406, 411) 中得到的所述多个回波信号组 (207), 重建所述预定断面的图象的装置 (407, 411), 其中所述图象重建装置 (407, 411) 被构造成利用用于重建前一段图象的多个回波信号组 (207) 中的一部分及从所述回波检测装置 (405, 406, 411) 中新获得到的至少一个回波信号组 (207), 来重建所述预定断面的后一图象, 另外, 所述图象重建装置被构造成在相应的图象重建期间, 将属于用于每次图象重建时将使用的多个回波信号组 (207) 之一的导航回波 (3021, 3022) 之一, 选  
15 作为一参考导航回波, 然后确定如此选定的参考导航回波 (3021, 3022) 与其他余下的导航回波 (3021, 3022) 之间的相位差值, 并根据所确定的相应的相位偏差, 对将用于图象重建的多个回波信号组 (207) 中回波信号的相位进行校正, 并且进一步为每次图象重建, 更新将用于多个相应回波信号组 (207) 中回波信号之相位校正的所述参考导航回波 (3021, 3022)。

20

### 附图说明

图1是用来说明根据本发明的MRI方法的一个实施例的图形;

图2是用来说明适用于本发明MRI方法的另一实施例的图形;

图3是用来实施本发明MRI方法的MRI装置的方框图;

25 图4是适用于本发明MRI方法及传统MRI方法的多一点EPI的脉冲序列图;

图5是用来说明传统MR荧光检查的图形;

图6是用来说明适用于本发明MRI方法及传统MRI方法的导航回波法的图形;

图7是用来说明传统导航回波法的图形;

30 图8是用来说明当MR 荧光检查与导航回波方法简单结合时所得到的MRI

方法的一个实例的图形。

### 具体实施方式

在下文当中，将参考附图对本发明的MRI方法及实施该方法的装置进行  
5 说明。

图3所示的是一典型的、适用于本发明的MRI装置的结构示意图。该MRI  
装置设置有：一被设计成能够在被检查目标401周围产生一静态磁场的磁铁  
402；一被设计成能够在静态磁场空间内产生一梯度磁场的梯度磁场线圈  
403；一被设计成能够在磁场区域内产生一高频磁场的RF线圈404；以及一被  
10 设计成能够检测由被检查目标401产生的MR信号的RF探头405。床412用于被  
检查目标躺于其上。

梯度磁场线圈403由在三个轴向上相互正交的的梯度场线圈单元构成，并  
根据来自梯度磁场源409的信号产生相应的梯度磁场。借助这三个轴向梯度磁  
场线圈单元403，包括限幅方向、相位编码方向及读出方向的这三个轴向梯度  
15 磁场施加到了被检查目标401所躺的空间内。进而，梯度磁场的施加轴不必总  
是与梯度磁场线圈单元403的x、y和z轴相一致。

根据来自RF变送器单元410的信号，RF线圈404产生一脉冲形式的高频磁  
场。来自RF探头405的信号由信号检测单元406进行检测，并在一信号处理单  
元407中进行信号处理或通过计算转换成图象信号。图象在一显示单元408上  
20 进行显示。梯度磁场源409、RF发射机单元410以及信号检测单元406都由一控  
制单元411进行控制，且其控制时间表通常被称作脉冲序列，在本发明中，所  
进行的是形成活动图象的一个脉冲序列。

下面，参考图1对本发明MRI方法所采用的MR荧光检查进行说明。为了  
得到活动图象，需连续地重复进行图象拾取，在整个图象拾取时间103内进行  
25 多个（P次）图象拾取1021、1022、1023…。每一图象拾取操作相应地包括如  
图6中所示的多一点序列，且在本实例中，采用4点多点EPI，且在每一图象拾  
取操作当中进行与相应点数相对应的4次测量1011~1014，其中点数1-4相应  
地配置于图中。利用四次测量所获得的回波信号可重建一段图象。

第一段图象1041是通过利用于图象拾取时间1021上获得的在一组点数1-  
30 4中包含的回波来产生的。第二段图象1042是通过利用第一图象拾取1021中点

数1的回波信号由在其后图象拾取1022中所获得的点数1的回波信号所更新的一组回波信号来产生的。第三段图象1043同样是通过利用第一图象拾取1021中点数2的回波信号由其后图象拾取1022中点数2的回波信号所更新的一组回波信号来产生的。以如上所述相同的方式，通过用新的图象拾取中具有相同点数的回波信号来更新在前一点上所获得的回波信号、换句话说也就是持续地更新回波序列组的一部分，可以生成图象。从而所获得的活动图象具有与测量重复时间TR相对应的间隔。

当各点之间发生目标运动时，在得到的活动图象中将引起赝像。因此，在根据本发明的成像方法中，引入一个步骤，其中产生一导航回波，并且在与RF脉冲相应点相对应的每一测量1011~1014中对其进行检测，通过这些导航回波，相应回波序列中回波信号的相位得到校正，以用于重建相应的图象。

包括导航回波的脉冲序列是通过将一个产生导航回波的序列加到一多一点序列上而得到的，也就是如图6中所示，首先，在施加限幅梯度磁场Gs202的同时，发出一RF脉冲2011，接下来，施加一用来产生导航回波的梯度磁场Gr301。当梯度磁场301的正负施加量相同时，产生一导航回波3021，在时间间隔303期间对其进行取样以获得沿时间轴的数据扩展。导航回波的相位编码量为零，因为无相位编码梯度磁场施加于其上。

图6中由实线包围的部分2111和2112与图4中所示的多点EPI序列中过程211相对应，其中施加有偏移的读出梯度磁场Gr205及向相位编码量提供一偏差的梯度磁场Gp203，接下来施加一连续交变的读出梯度磁场Gr206及与其同步的相位编码梯度磁场Gp204。在交变读出梯度磁场Gr206相应周期内，顺序地产生相应相位编码的回波信号207，在相应的时间间隔208内对这些信号分别进行取样，以获得沿时间轴的数据扩展。

包括RF脉冲发射及过程2111的序列在重复时间TR304内反复进行，同时改变相位编码梯度磁场Gp203的偏移量，直到完成整个相位编码量的回波信号测量时止。例如，假设相位编码方向上的编码量(KY)是256，且在发射一个RF脉冲期间所测得的回信号数(在一回波序列中回波信号M的数目)是64，则可建立一个具有4个序列点数N(重复数)的多点EPI。在此实例当中，例如，读出方向上的数据点数(KX)选为256。

当将上述脉冲序列施加到如图1中所示的MR荧光检查方法中时,可获得大量与点数(N) x 图象拾取数P相对应的导航回波。每一导航回波表示为 $V(kx, pn)$ , 其中 $kx$ 代表读出方向上的数据点数, 且满足不等式 $1 \leq kx \leq KX$ , 而 $pn$ 代表在第P个图象拾取当中的第n个点上所获得的导航回波, 并满足不等式 $1 \leq p \leq P, 1 \leq n \leq N$ 。同样的, 在第P个图象拾取当中第n个点上所获得的第m ( $1 \leq m \leq M$ ) 个回波信号S表示为 $S(kx, pn, m)$ , 且其中根据相应导航回波 $V(kx, pn)$  (与回波信号具有相同的 $pn$ ) 的相位信息对目标运动进行校正。

下面, 对利用所获得的导航回波来校正目标运动的方法、换句话说也就是校正相应回波信号 $S(kx, pn, m)$  相位的方法进行说明。

10 根据本发明的MRI方法的一个重要特征在于: 用于确定相应的其他导航回波相位信息的参考导航回波未固定在一个具有特定点数的导航回波上, 且不断变换。也就是说, 相应点的导航回波在一个实例中用作目标运动监测导航回波而在另一实例中用作一参考导航回波。在图1中, 相应点的上半部分用灰色表示而下半部分用白色表示, 这表示相应的导航回波既可作为参考值又可用作监测器。

在本实施例中, 为了在图象拾取期间将被检查目标的位置反射到将获得的图象上, 现对一个实例进行说明, 其中用于一图象重建的一组测量当中的最旧(最早)点中的导航回波用作一参考导航回波。在此实例当中, 第一段图象1041的参考导航回波表示为 $V(kx, 11)$  ( $p=1, n=1$ ), 且根据此参考导航回波, 在测量1012~1014中获得的回波信号上的目标运动得到了校正, 且进一步来说, 第二段图象1042的参考导航回波表示为 $V(kx, 12)$  ( $p=1, n=2$ )。通过此方式, 参考导航回波持续更新, 因此, 用于校正目标运动的参考间隔, 在每一重复时间TR, 换句话说, 在每一重复测量单元间隔, 且进一步在本实施例中的每一图象更新间隔内都能得到更新, 从而能够实现具有与改进的瞬时分辨率相对应的精确度的目标运动校正, 且由于目标运动而引起的膺像减少, 并能够得到所需的图象。

30 尽管能够采用几种方法来校正目标运动, 但在下文当中要说明这样一种方法, 其中在该方法当中能够直接确定参考导航回波与其他目标运动监测导航回波之间的相位偏差, 且根据所确定的相位偏差对相应的回波信号相位进行校正, 也就是一种相位校正方法, 其中利用导航回波k空间的数据来确定出

相位偏差，并在k空间内进行回波信号的相位校正。

现在，假设一参考导航回波为 $V(kx,1)$ ，其相位偏差根据参考导航回波确定出来的相应的其他导航回波为 $V(kx,n)$ ，则相位偏差 $\theta$ 例如可通过下面的算式来确定。尽管在 $V(kx,1)$ 和 $V(kx,n)$ 中，图象拾取的序数P不必总是互相匹配，但  
5 为了简化说明，在下面的算式当中省略了与图象拾取序数相对应的符号。

首先，通过下面的算式，确定出由一个实数部分和一个虚数部分所表示的二导航回波信号的相移变换 $C(kx,n)$

$$\begin{aligned} \operatorname{re}[C(kx,n)] &= \operatorname{re}[V(kx,n)] \times \operatorname{re}[V(kx,1)] / |V(kx,1)| + \operatorname{im}[V(kx,n)] \times \operatorname{im}[V(kx,1)] / |V(kx,1)| \\ \operatorname{im}[C(kx,n)] &= \operatorname{im}[V(kx,n)] \times \operatorname{re}[V(kx,1)] / |V(kx,1)| - \operatorname{re}[V(kx,n)] \times \operatorname{im}[V(kx,1)] / |V(kx,1)| \end{aligned}$$

(其中 $\operatorname{re}[\ ]$ 表示信号的实数部分， $\operatorname{im}[\ ]$ 表示信号的虚数部分，而 $|\ ]$ 表示信号的绝对值)。

第n个点上的相位偏差 $\theta$ 利用 $C(kx,n)$ 来确定如下：

$$\theta(kx,n) = \tan^{-1}(\operatorname{im}[C(kx,n)] / \operatorname{re}[C(kx,n)])$$

在读出方向上确定出每一数据点数(kx,时间轴)的相位偏差 $\theta$ 。

尽管可根据这些确定出的相位偏差 $\theta$ 来对回波信号S的相位偏差进行校正，但通过上述算式确定出的相位偏差 $\theta$ 包含围绕一主值旋转的相位变化及噪音。因此，最好在利用其对回波信号(kx,n,m)进行相位校正之前，对包含在  
20 相位偏差内的这种相位变化及噪音进行校正处理。

首先，为了除去这种围绕一主值旋转的相位变化，可进行下述的处理，其中：

$$\begin{aligned} & \text{当} |\theta(kx,n) - \theta(kx-1,n)| > A \\ & \text{且} |\theta(kx,n) - \theta(kx+1,n)| > A \text{ (其中} A \text{为一常数)} \\ & \theta(kx,n) = (\theta(kx-1,n) + \theta(kx+1,n)) / 2 \end{aligned}$$

尽管相位偏差 $\theta$ 、其中除去围绕一主值旋转的相位变化中的噪音降低，但相位偏差当中仍包含一些噪音成份，该噪音成份破坏了其相移量的计算。这些噪音成份例如可通过一中值滤波器、巴特沃兹滤波器及诸如局部平均处理的滤波处理得到抑制，以便得到一个通用的或非局部的相移变化，。

30 进而，为了将经过滤波处理的相位偏差近似为一个围绕一主值的理想相

位, 在整个时间相位 ( $-kx, +kx$ ) 或一部分时间相位上, 将相位偏差利用一函数进行拟合, 例如用线性函数如  $y=ax+b$  (其中  $a$  和  $b$  是常数) 来进行拟合。

利用除去了绕主值旋转的相位变化及噪音成份的相位偏差  $\theta$  来校正的相移变换  $C'_{\theta}(kx, n)$  的实数部分及虚数部分确定如下:

$$5 \quad \operatorname{re}[C'_{\theta}(kx, n)] = \cos[\theta(kx, n)]$$

$$\operatorname{im}[C'_{\theta}(kx, n)] = \sin[\theta(kx, n)]$$

利用经如此校正的相移变换  $C'_{\theta}(kx, n)$ , 可对回波信号  $S(kx, n, m)$  进行校正, 且可获得相移得到校正的回波信号  $S'_{\theta}(kx, n, m)$ 。根据下面的算式可对具有与正确相移变换  $C'_{\theta}(kx, n)$  中相同的  $kx$  和  $n$  的所有回波信号  $S(kx, n, m)$

10 进行相移校正。

$$\operatorname{re}[S'_{\theta}(kx, n, m)] = \operatorname{re}[S(kx, n, m)] \times \operatorname{re}[C'_{\theta}(kx, n)] / |C'_{\theta}(kx, n)| + \operatorname{im}[S(kx, n, m)] \times \operatorname{im}[C'_{\theta}(kx, n)] / |C'_{\theta}(kx, n)|$$

$$\operatorname{im}[S'_{\theta}(kx, n, m)] = \operatorname{im}[S(kx, n, m)] \times \operatorname{re}[C'_{\theta}(kx, n)] / |C'_{\theta}(kx, n)| - \operatorname{re}[S(kx, n, m)] \times \operatorname{im}[C'_{\theta}(kx, n)] / |C'_{\theta}(kx, n)|$$

15 利用这种经过相移校正的回波信号  $S'_{\theta}(kx, n, m)$  来重建图象, 即使被检查目标在完成一组获得一段图象所必须的测量期间运动, 由于运动而产生的相位变化也能够得到校正, 并能够得到无由于目标运动而引起的影像的图象。根据本发明的方法对于被检查目标经过一个大于一个象素的大的运动的情况更加有效。

20 通过这种目标运动校正处理、同时对要重建的每一图象的参考导航回波进行更新便可重建图象。

在上述实施例中, 所说明是这样一个实例, 其中最早回波序列中的一个导航回波, 换句话说, 也就是最旧的回波序列, 用作参考导航回波。但在用于重建一段图象的四个测量点的任何一点上所获得的任一导航回波都能用作参考

25 导航回波。

进而, 在上述实施例中, 所说明的是相位校正方法的应用, 其中利用导航回波的  $k$  空间数据确定出相位偏差, 并在  $k$  空间中实现回波信号的相位校正。但利用适用于本发明的导航回波的相位校正方法并不仅限于适用于上述实施例的一种方法。传统的、从付立叶变换后的导航回波来确定相位偏差的

30 目标运动校正方法也可适用。例如, 可用这样一种方法, 其中导航回波经过

付立叶变换，确定出相应的付立叶变换导航回波之间的相位偏差，且在图象空间内对与付立叶变换导航回波相同轴上的经付立叶变换的回波信号进行相位校正，该方法由于经过多次付立叶变换而需要花费很多时间，但该方法能够精确地校正微小的目标运动，因此，对于即使很小的运动也会引起图像的扩散成像序列特别有效。

进而，另一种相位校正方法也能够适用，其中在该方法中，通过付立叶变换导航回波确定出分布图，根据相应的付立叶变换导航回波之间的分布位置偏移的相关性，确定出导航回波的相位偏差，并在k空间内对相应回波信号的相位进行校正。

进而，适用于本发明的MR荧光检查方法不仅限于结合上述实施例所进行说明的一种方法，可以有多种变形。例如，在JP-A-6-343621(1994)中公开的MR荧光检查方法可适用于本发明，在该方法中，在重建一段图象的多个所必须的已测得的回波信号当中，用此方式来控制回波信号测量顺序，对于每一图象重建只能完全代替具有特定相位信息的预定测量回波信号(例如低空间频率区域中的数据)。

图2所示出的这种测量方法，其中当通过将k空间例如分为三个区域21、22、23来拾取图象时，对区域22的测量较之对其他区域的测量重复进行地更为频繁，且对于连续更新的图象51、52和53来说，区域22的数据总是由其最新测得的数据来代替。也就是说，首先连续地采集区域21、22、23的数据来重建图象51，在随后的数据采集当中，连续地采集区域22和21中的新的数据，与之前重建图象51所利用的区域23中的数据一起，来重建图象52。在随后进一步的数据采集当中，连续地采集区域22和23中的新的数据，与之前重建图象52所利用的区域21中的数据一起，来重建图象53。在这种情况下，由于对与时间间隔相关联的图象变化影响最大的区域是低空间频率区域，所以低空间频率区域被选为区域22，其数据总是能够得到更新，从而即使是较低的瞬时分辨率(2TR)，也能够获得具有所需质量的活动图象，而其所再现的图象的瞬时分辨率几乎不发生失真。

在此改进的MR荧光检查方法当中，将导航回波的产生和检测加到每一测量当中，例如在最先测量当中所测得的导航回波被选为每一图象的参考导航回波，且根据参考导航回波来对其他区域测量数据的相位进行校正。也就是

说，为了重建图象51，在区域21测量中所得到的导航回波被选为参考回波，并对其他区域测量数据的相位进行校正；而为了重建图象52，在区域23测量中所得到的导航回波被选为参考回波，且对其他区域测量数据的相位进行校正。在此实例当中，同样的，参考间隔，换句话说就是相位校正的分辨率与  
5 图象的瞬时分辨率 $2TR$ 相匹配。上述实施例中，在为了重建一段图象所需测量的最先测量当中所获得的导航回波被选为参考导航回波。但本发明并不仅限于上面的实施例，且例如，在测量数据总能得到更新的区域22的测量当中所获得的导航回波也可被用作参考导航回波。

进而，当进行MR图象拾取测量时，在实际测量之前，需时常进行一预扫描顺序，以便调节静态磁场的均匀性，且在此实例当中，可将另一导航回波  
10 加入到预扫描顺序本身当中，且所加入的导航回波也可被用作一参考导航回波。

进而，在本实施例中，已举例说明了用作标准MR荧光检查顺序的EPI顺序。但标准的MR荧光检查顺序不仅限于这种顺序，且总的来说，可以利用任何顺序，只要在该顺序中，能够通过重复RF脉冲点来获得用于重建一段图象  
15 的回波信号。这种顺序的实例，例如有脉冲成像、混合脉冲成像、梯度回波序列、隔开的高速梯度回波序列、三维（3D）EPI、回波计、螺旋成像、EPI型波谱成像及扩散成像。

进而，在本实施例中，只将读出方向上的单一导航回波引入RF脉冲的每  
20 一点上。但读出方向上及相位编码方向上相应的导航回波都能够引入。且更进一步来说，也能够利用一轨道导航回波，它是通过施加一个其相位在两个相交方向上变换了 $90^0$ 的梯度磁场而产生的。从而由这两个轴线形成的平面的相位信息可得到校正。

更进一步，在本实施例中，使用具有零相位编码量的导航回波。但总的  
25 来说，如果其相位编码量处于相同的状况之下，则导航回波的相位编码量不仅限于零。

此外，本发明并不仅限于实施例所公开的内容，从本发明的要点出发可  
心以得到多种变形。

根据以上所描述的本发明，当将一导航回波法用于MR荧光检查时，对于  
30 构成活动图象的每一图象，都需连续地更新参考导航回波，在用于活动图象

---

的MRI方法中，相应图象拾取期间，被检查目标的位置信息被反映到相应的图象上，且根据所反映的位置信息，对被检查目标可能的目标运动进行校正，从而能够减少由于目标运动引起的赝像，同时又能保持较高的瞬时分辨率。

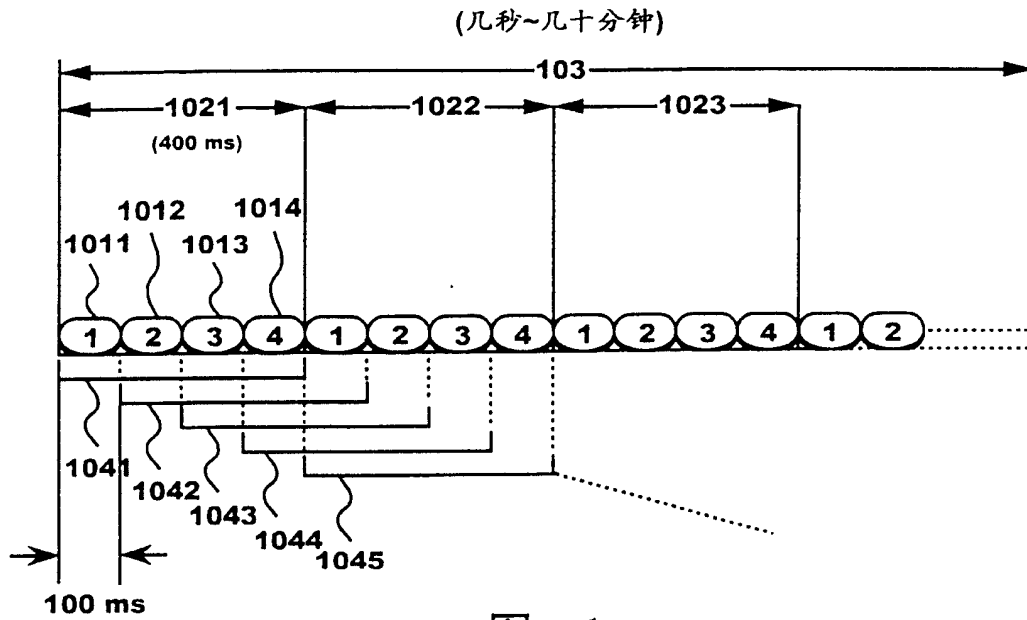


图 1

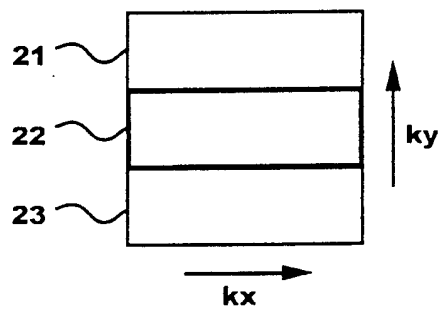


图 2A

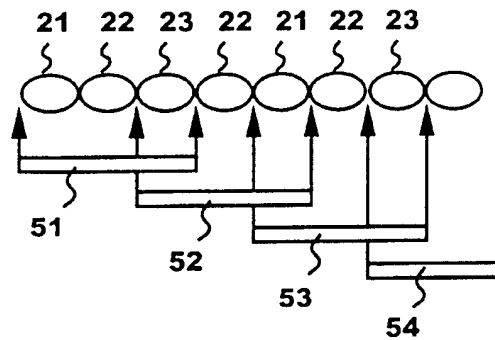


图 2B

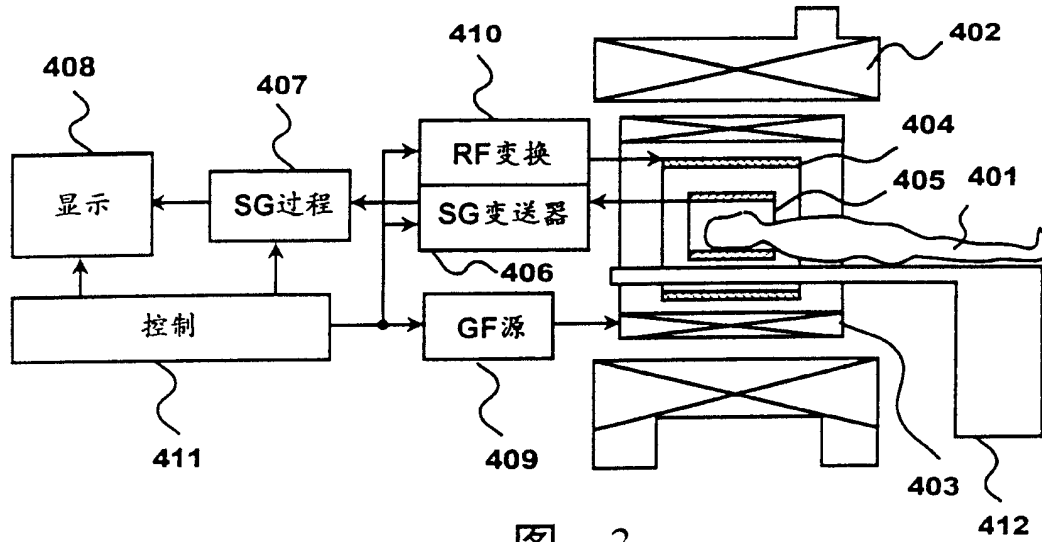


图 3

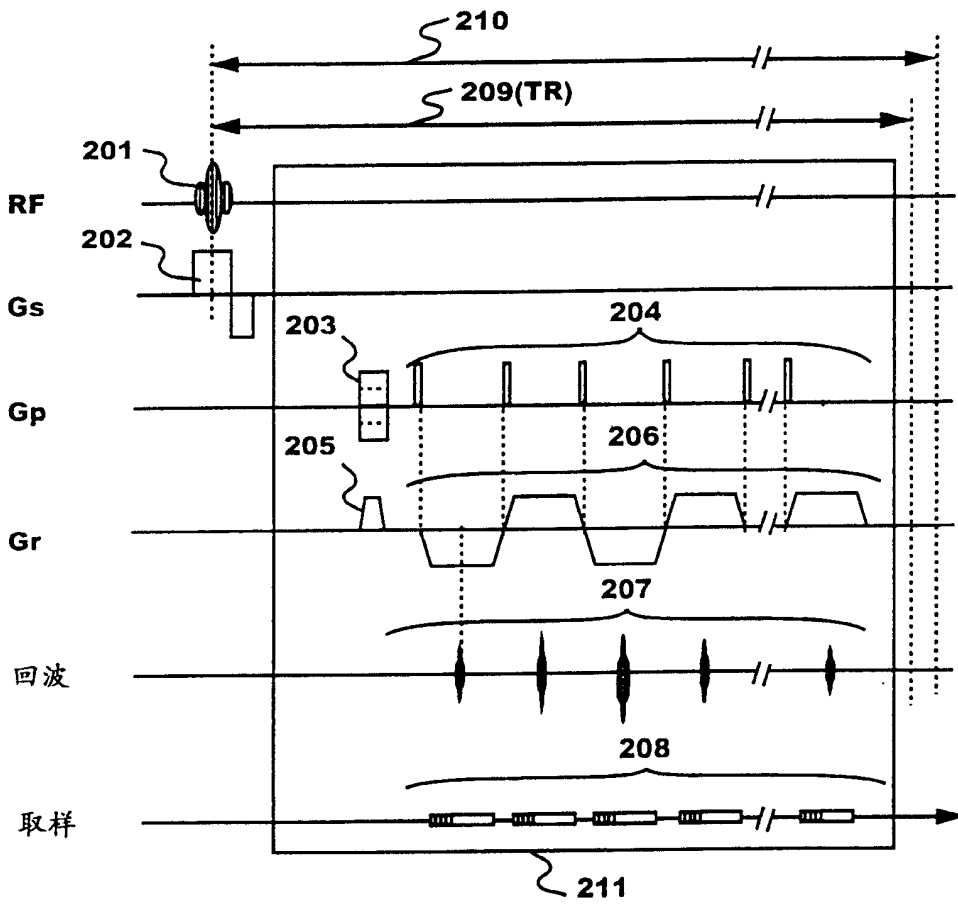


图 4

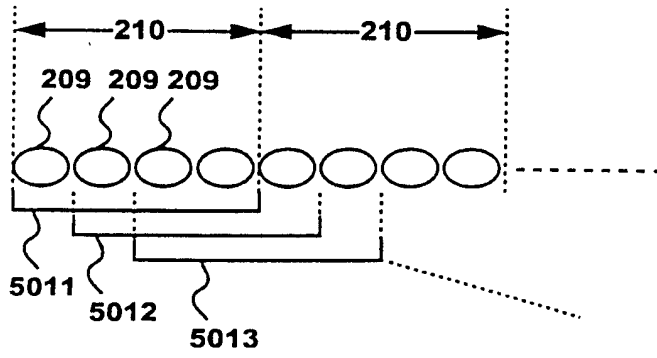


图 5

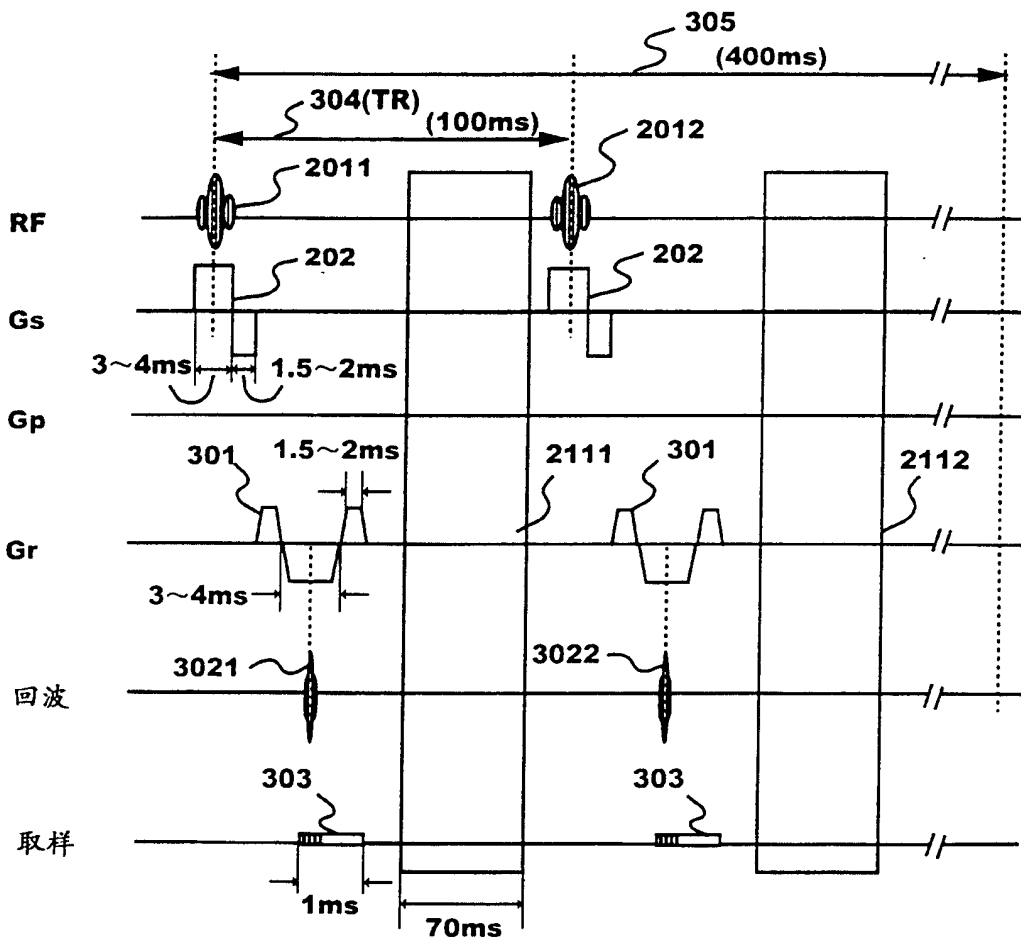


图 6

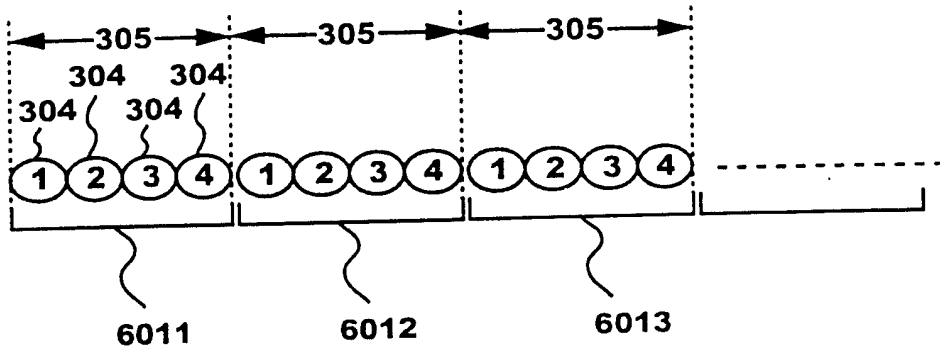


图 7

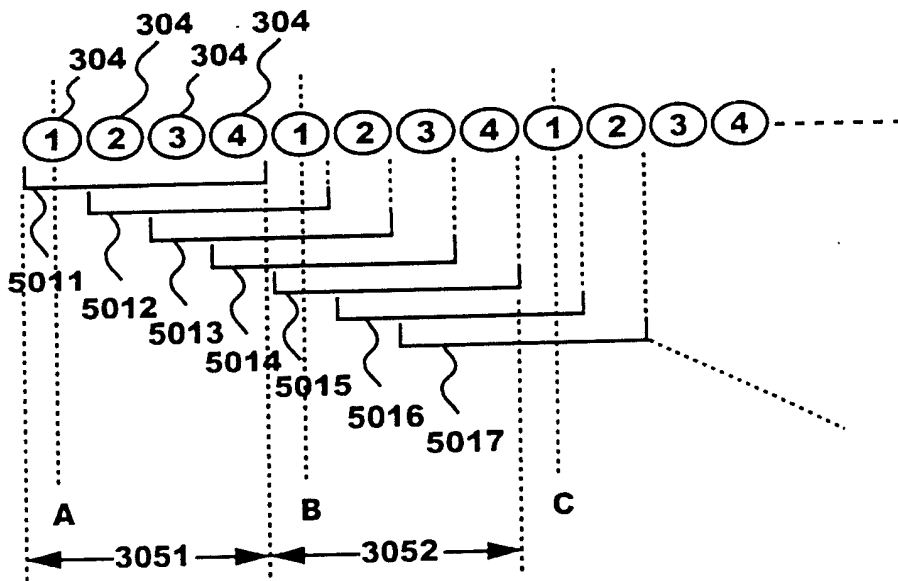


图 8