

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

G01R 33/561 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03809833.4

[45] 授权公告日 2008年2月20日

[11] 授权公告号 CN 100369580C

[22] 申请日 2003.4.22 [21] 申请号 03809833.4

[30] 优先权

[32] 2002.4.30 [33] JP [31] 129152/2002

[86] 国际申请 PCT/JP2003/005103 2003.4.22

[87] 国际公布 WO2003/092497 日 2003.11.13

[85] 进入国家阶段日期 2004.11.1

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 泷泽将宏 高桥哲彦

[56] 参考文献

WO0141639A1 2001.6.14

SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI.

Klass P. Pruessmann, et al. Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 第42卷 No. 第5期. 1999

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 汪惠民

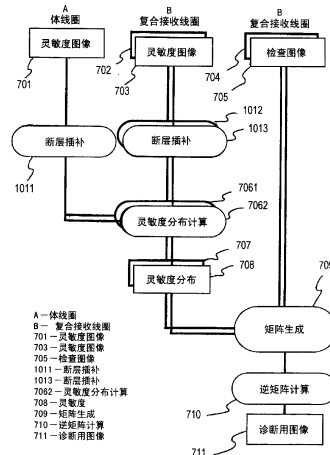
权利要求书3页 说明书20页 附图9页

[54] 发明名称

磁共振图像装置

[57] 摘要

使用由多个接收线圈构成的复合接收线圈，对受检体的拍摄部位执行第1脉冲序列，取得比检查图像少的n幅灵敏度图像(701~703)。在求得该灵敏度图像数据时，仅对k空间的低频区域测量NMR信号。接着，执行间隔提取相位编码步骤的第2脉冲序列，由各接收线圈取得m幅(m>n)受检体的检查图像(704、705)。在根据灵敏度图像(701~703)生成各接收线圈的灵敏度分布(707、708)时，在没有与检查图像(704、705)的断层位置的断层相对应的灵敏度分布的情况下，根据灵敏度分布(701~703)通过断层插补处理而求得灵敏度分布，使用灵敏度分布(707、708)通过矩阵运算除去检查图像(704、705)的折叠伪像。



1、一种磁共振成像装置，其特征在于，包括：

多个接收线圈，其接收从受检体产生的磁共振信号；

检查图像数据取得装置，使用所述多个接收线圈，间隔提取 k 空间的相位编码矩阵，执行第 1 脉冲序列，从所述受检体的多个断层位置中，获得每个所述多个接收线圈的检查图像数据；

伪像除去装置，其使用接收线圈的灵敏度分布数据除去所述检查图像中的折叠伪像；

灵敏度图像数据取得装置，其使用多个接收线圈，执行第 2 脉冲序列，从而从被检体的多个断层位置的第 1 和第 2 断层位置取得灵敏度图像数据，在所述第 1 和第 2 断层位置之间至少具有一个未知断层位置；

伪像除去装置，其利用第 1 和第 2 断层位置的灵敏度图像数据，通过断层插补，计算出至少一个未知断层位置的接收线圈的灵敏度图像数据，并基于多个图像灵敏度数据，产生检查图像数据的断层位置的多个接收线圈的所述的灵敏度分布数据。

2、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述多个接收线圈，由灵敏度分布几乎均一的接收线圈和由多个接收线圈构成复合接收线圈构成。

3、根据权利要求 2 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述灵敏度分布几乎均一的接收线圈，兼用于 RF 脉冲的发送用线圈。

4、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

在所述多个接收线圈的灵敏度图像数据数目为 n ，所述检查图像数据数为 m 时， $n < m$ 。

5、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述多个灵敏度图像数据是通过多断层法脉冲序列取得。

6、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述灵敏度图像数据取得装置，对所述多个接收线圈的每一个，仅对具有给定相位编码矩阵的 k 空间的低频域测量 NMR 信号。

7、根据权利要求 6 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

根据所述灵敏度图像数据取得装置测量的所述 k 空间的低频域，是在 k 空间的相位编码方向的中央部且为全相位编码矩阵的约 $1/4$ 。

8、根据权利要求 2 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述检查图像数据取得装置，构成复合接收线圈的接收线圈数目为 N 个时，关于各接收线圈，对 k 空间的相位编码矩阵以越过 N 步间隔提取来测量 NMR 信号。

9、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

对应所述检查图像的断层位置未测量的复合接收线圈的灵敏度分布数据，使用已测量的灵敏度分布数据并根据插补运算计算出来。

10、根据权利要求 2 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述复合接收线圈的各接收线圈的灵敏度分布，以所述具有几乎均一的灵敏度分布的接收线圈所拍摄的灵敏度图像，通过将各接收线圈的灵敏度图像进行除法运算求得。

11、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述多个接收线圈的数目为 2 个。

12、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述多个接收线圈为 3 个以上，这些接收线圈组合为多个接收线圈组，在每个各接收线圈组中合成灵敏度分布数据。

13、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述伪像除去装置，具有利用所述多个接收线圈的灵敏度分布和所述接收线圈的每个的检查图像数据生成矩阵运算式的装置，并通过进行所述矩阵运算式的逆矩阵运算除去所述检查图像的折叠伪像。

14、根据权利要求 1 所述的磁共振成像装置，其特征在于，

所述伪像除去装置，备有灵敏度分布数据取得装置，所述灵敏度分布数据取得装置通过对由所述多个接收线圈所取得的灵敏度图像数据进行合成而生成灵敏度分布大致均一的灵敏度图像数据，并根据该合成后的灵敏度图像数据和所述各接收线圈的灵敏度图像数据求取各接收线圈的灵敏度分布数据。

15、一种磁共振成像方法，包括：

对由受检体产生的核磁共振信号进行接收；

使用多个接收线圈，提取 k 空间的相位编码矩阵，执行第 1 脉冲序列，从所述受检体的每个顺次邻接的多个断层位置中，得到所述多个接收线圈的每个的检查图像数据；

使用多个接收线圈，执行第 2 脉冲序列，从而从被检体的多个断层位置的第 1 和第 2 断层位置取得灵敏度图像数据，在所述第 1 和第 2 断层位置之间至少具有一个未知断层位置，利用第 1 和第 2 断层位置的灵敏度图像数据，通过断层插补，计算所述至少一个未知断层位置的接收线圈的灵敏度图像数据；

根据所述多个灵敏度图像数据，生成所述检查图像数据的断层位置上的所述多个接收线圈的灵敏度分布数据；

使用该接收线圈的灵敏度分布数据，除去所述检查图像的折叠伪像。

16、根据权利要求 15 所述的磁共振成像方法，其特征在于：

$n < m$ ，

其中，

n 是所述多个接收线圈的灵敏度图像数据的数目，

m 是检查图像数据的数目。

17、根据权利要求 15 所述的磁共振成像方法，其特征在于：

还包括：

计算与检查图像的断层位置相对应的多个接收线圈的一个或多个灵敏度图像，所述检查图像尚未利用已经测定的检查图像通过插补计算被测定。

磁共振图像装置

技术领域

本发明涉及应用磁共振现象将受检体内的组织构造图像化的磁共振成像装置（以下称作 MRI 装置），特别涉及适用在采用多个接收线圈并高速拍摄受检体的并行成像中的 MRI 装置。

背景技术

在 MRI 装置中，改变向核磁共振信号（以下称作 NMR 信号）供给的相位编码量，同时重复执行脉冲序列，由此取得在一幅图像再构成中所需要的回波信号。为此，拍摄时间是由脉冲序列的重复时间（TR）和重复次数决定。进行高速拍摄时，一般采用通过一次脉冲序列的执行能够测量多个回波信号的多回波型的脉冲序列，或者将脉冲序列的重复时间缩短到数毫秒～数十毫秒的脉冲序列。

另一方面，在对冠状动脉拍摄等心脏领域进行拍摄时，需要比上述脉冲序列的拍摄更高速地拍摄图像。作为进行该高速拍摄的方法，提出称作并行成像法的高速拍摄法。

并行成像法，是通过采用多个接收线圈，同时等间隔提取相位编码步骤，执行脉冲序列而减少脉冲序列的重复次数，由此缩短拍摄时间的方法。如果单纯以执行并行成像法脉冲序列并将所取得的测量信号进行图像再构成，那么在再构成的图像中会产生折叠伪像。该折叠伪像，是由于所得到的图像的视野和在并行成像中信号实际的测量视野不同而产生的，所以可采用预先求得的各接收线圈的灵敏度分布通过进行矩阵运算除去。一般在并行成像方法中根据接收线圈的数目可缩短拍摄时间。也就是说在原理上可以从通常拍摄的相位编码步数只间隔提取接收线圈数目个的相位编码矩阵数目。其结果是：比如，如果接收线圈为 N 个，那么能够将拍摄时间缩短为由通常的相位编码数目拍摄时的 $1/N$ 倍。

但是，在并行成像法中，为了除去图像上产生的折叠伪像需要各接收线圈的灵敏度分布。为了得到该各接收线圈的灵敏度分布，在将受检体进行拍摄之前，让受检体位于拍摄空间中并且在安装接收线圈的状态下，与间隔提取用于得到受检体的检查图像的相位编码步骤的脉冲序列不同，需要执行接收线圈的灵敏度分布取得用脉冲序列。进一步，如果要对受检体的拍摄部位进行位置不同的多个断层的拍摄并诊断，那么需要对进行拍摄的所有断层位置执行该灵敏度取得用的脉冲序列。因而，存在并行成像的总体拍摄时间变得非常长的问题。

作为缩短该并行成像的总体拍摄时间的技术之一，是通过3维坐标测量接收线圈的灵敏度分布的技术，但在对进行拍摄的所有断层位置取得的灵敏度分布数据上没有改变，所以时间缩短的效果较小，希望能够进一步缩短时间。

另外，在拍摄之前进行接收线圈的灵敏度分布的测量和受检体的拍摄，然后在改变拍摄断层位置并再次进行拍摄时，需要将接收线圈的灵敏度分布与拍摄断层位置一起进行再次测量。

发明内容

本发明的第1目的在于，提供一种能够缩短根据并行成像法以多个断层拍摄受检体的拍摄部位时的总体拍摄时间的MRI装置。

本发明的第2目的在于，提供一种在根据并行成像法拍摄受检体时，为了除去折叠伪像，能够在短时间内取得必要的接收线圈灵敏度分布的MRI装置。

本发明的第3目的在于，提供一种在根据并行成像法拍摄受检体时，为了除去折叠伪像，能够简单地取得必要的接收线圈灵敏度分布的MRI装置。

为了解决上述课题，本发明包括：一种磁共振成像装置，其特征在于，包括：多个接收线圈，其接收从受检体产生的磁共振信号；检查图像数据取得装置，使用所述多个接收线圈，间隔提取k空间的相位编码矩阵，执行第1脉冲序列，从所述受检体的多个断层位置中，获得每个所述多个接收线圈的检查图像数据；伪像除去装置，其使用接收线圈的灵敏度分布数据除去所述检查图像中的折叠伪像；灵敏度图像数据取得装置，其使用

多个接收线圈，执行第 2 脉冲序列，从而从被检体的多个断层位置的第 1 和第 2 断层位置取得灵敏度图像数据，在所述第 1 和第 2 断层位置之间至少具有一个未知断层位置；伪像除去装置，其利用第 1 和第 2 断层位置的灵敏度图像数据，通过断层插补，计算出至少一个未知断层位置的接收线圈的灵敏度图像数据，并基于多个图像灵敏度数据，产生检查图像数据的断层位置的多个接收线圈的所述的灵敏度分布数据。

在图像中生成折叠伪像部分的图像数据中，不同区域的数据成分折叠并重合。在此，根据多个接收线圈的图像数据和各接收线圈灵敏度分布数据和拍摄断面的多点数据成分之间的关系建立连立方程式，通过矩阵运算求解该连立方程式，将折叠部分的重合区域的数据成分分离。通过展开该分离的图像数据除去图像的折叠。

由此，测量空间，即为了执行间隔提取 k 空间的相位编码步骤的第 2 脉冲序列，并除去所取得的图像数据折叠部分，需要各个对应图像数据的断层位置的灵敏度分布数据，该灵敏度分布数据，从执行取得 k 空间的中央区域（低频域）的测量数据的第 1 脉冲序列所取得的灵敏度图像数据中算出。由此，能够缩短取得接收线圈的灵敏度分布的时间。

在本发明的 MRI 装置中，由第 1 脉冲序列取得的灵敏度图像数据为 n 幅，比由第 2 脉冲序列所取得的包括折叠部分的检查图像数据的 m 幅要少，在 m 幅图像数据中，没有对应其断层位置的灵敏度分布数据的情况下，采用所取得的灵敏度分布数据通过插补生成。为此，由于能够减少用于取得接收线圈灵敏度分布的第 1 脉冲序列的重复次数，所以能够缩短重复执行第 1 脉冲序列的总体时间，能够缩短由第 1 脉冲序列和第 2 脉冲序列构成的并行成像的总体拍摄时间。

另外，本发明的 MRI 装置，包括：图像数据取得装置，其执行第 1 序列，并在每个接收线圈中，分别取得不同断层位置的多幅灵敏度图像数据，同时执行第 2 序列，并在每个接收线圈中，取得多幅折叠图像数据的；伪像去除装置，其根据灵敏度图像数据，在每个接收线圈中，生成该灵敏度图像数据的断层位置的灵敏度分布数据，根据对应于所述折叠图像数据的断层位置的所述灵敏度分布数据，将所述检查图像中产生的折叠伪像除去。

另外，本发明的 MRI 装置，能够以两种类型的第 1 接收线圈和第 2 接收线圈构成多个接收线圈。此时，第 1 接收线圈与第 2 接收线圈相比是

灵敏度分布均一的线圈。这样，如果以第1接收线圈所取得的灵敏度分布的均一图像为基准，那么能够高精度地计算出第2接收线圈的各灵敏度分布。

另外，在不具有灵敏度分布均一的第1接收线圈的构成中，将采用多个接收线圈得到的测量数据进行合成，生成具有比根据单一接收线圈所取得的测量数据而生成的图像更均一的灵敏度分布的图像。通过将该具有均一灵敏度分布的图像作为基准，能够高精度地算出各接收线圈的灵敏度分布。

附图说明

图1是表示本发明MRI装置的第1实施方式的信号处理部的信号处理次序的图。

图2是表示应用本发明MRI装置的第1实施方式的概略构成图。

图3是说明应用本发明MRI装置的第1实施方式的接收线圈的图。

图4是本发明MRI装置的第1实施方式的多个RF接收线圈以及接收部的概略构成图。

图5是说明本发明MRI装置中所使用的脉冲序列的图。

图6是说明用本发明MRI装置中的并行成像法去除作为除去对象的图像的折叠伪像的图。

图7是说明由本发明MRI装置的第1实施方式的脉冲序列所取得的图像数据以及根据断层插补处理生成的图像数据的图。

图8是表示本发明MRI装置的第2实施方式的信号处理部的信号处理次序的图。

图9是说明根据本发明MRI装置的第2实施方式的灵敏度分布计算处理以及断层插补处理所生成的灵敏度分布数据和由脉冲序列所取得的图像数据的图。

图10是说明本发明的MRI装置的第3实施方式的接收线圈的图。

图11是本发明的MRI装置的第3实施方式的复合接收线圈以及接收部的概略构成图。

具体实施方式

(第1实施方式)

下面，参照附图说明本发明的MRI装置以及MR成像方法。首先，参照图1至图7说明本发明的MRI装置的第1实施方式。

本实施方式的MRI装置，如图2所示，在容纳受检体401的规定大小的空间（以下，称作拍摄空间）中，包括：磁石402，其产生具有规定强度的均一的静磁场；倾斜磁场线圈403，其在该拍摄空间中产生倾斜磁场；体线圈404，其在该拍摄空间中产生高频磁场，并检测受检体401所产生的NMR信号，将其接收发送；RF探头405，其检测受检体401所产生的NMR信号。在这里或者以下，RF是Radio Frequency（无线电频率）的略称。在图2中，作为应用本发明的MRI装置，表示在图中左右方向上产生静磁场的水平磁场方式的MRI装置，但是本发明也能够应用于在图中上下方向上产生静磁场的垂直磁场方式的MRI装置。

倾斜磁场线圈403，是由产生X、Y、Z这3个方向的倾斜磁场的多个线圈构成，根据来自倾斜磁场电源409的信号分别产生倾斜磁场。该倾斜磁场重叠在静磁场上，用于在拍摄断层的选择或者NMR信号的编码。

体线圈404，根据从RF发送部410输出的信号产生RF磁场（RF脉冲）。因此，体线圈404按照使其灵敏度分布几乎均一那样，配置线圈导体，因此在本实施方式中，可以作为NMR信号的接收用，该NMR信号用于求得基准信号，该基准信号用于求得接收线圈的灵敏度分布。上述RF磁场，用于激发放置在拍摄空间内的受检体401的体内的核自旋。另外，基准信号是用于求得接收线圈的灵敏度分布，用于得到该基准信号的线圈，可以不是接收发送兼用线圈，也可以设置灵敏度几乎均一的专用的接收线圈。

通过体线圈404以及RF探头405所接收的信号，通过信号检测部406检测，在信号处理部407进行信号处理后，进行运算处理并变换为图像数据。在本发明所处理的图像数据中，包括供给受检体诊断的检查图像数据，和用于求得线圈的灵敏度分布的灵敏度图像数据，其中供给受检体诊断的检查图像数据，在显示部408中作为图像显示。

倾斜磁场电源 409、RF 发送部 410、信号处理部 407 以及显示部 408 由控制部 411 控制。控制部 411 进行控制的时序图一般被称作脉冲序列。床 412 放置着受检体 401，并将其在磁铁内部的拍摄空间和磁石外部之间运送。

在本实施方式的 MRI 装置中，RF 探头 405 如图 3 所示，具有两个 8 字型接收线圈 4051、4052，设置在上述体线圈 405 的内部空间。两个接收线圈 4051、4052 沿 X-Y 平面并在 Z 方向上保持一定的间隔距离相对设置，接收位于这两个接收线圈 4051、4052 所围成的空间内的来自受检体的 NMR 信号。还有，在图中，用高 3 位相同的 4 位数字表示的要素以及处理是同一的因素或者处理，其后一位数字是为了区别多个相同因素以及处理而附与的，以下，在本说明书中对此处理也是相同的。

另外，RF 探头 405，在 MRI 领域中由被称作多个接收线圈构成的「复合接收线圈」或者「相控阵线圈」的技术构成。复合接收线圈 301，由两个接收线圈 4051、4052 和前置放大器 3021、3022 按照图 4 所示那样连接构成的。根据这种复合接收线圈 301 所接收的测量信号的接收部包括信号检测部 406 以及信号处理部 407。在信号检测部 406 中，并列设置两个 AD 转换/正交检波电路 3031、3032，并分别与前置放大器 3021、3022 的输出连接。信号处理部 407 将由接收线圈 4051、4052 接收的各信号，通过傅立叶变换法、逆投影法、小波变换法等生成 MR 图像，包括将这些图像信号合成处理的信号合成处理部 304。

对这样构成的本实施方式的 MRI 装置的拍摄方法进行说明。作为用于拍摄的脉冲序列，一般可以采用自旋回波 (spin echo) 法或者梯度回波 (gradient echo) 法的脉冲序列，或自旋回波型多断层脉冲序列或者梯度回波型多断层脉冲序列。比如，如图 5 所示的梯度回波法的脉冲序列中，根据外加 RF 脉冲 601 以及断层选择倾斜磁场脉冲 602 激发核自旋。此时外加的 RF 脉冲 601 被附与了由拍摄断层位置的频率和断层厚度所决定的频域，上述拍摄断层位置是通过向静磁场重叠的断层选择倾斜磁场的磁场梯度所设定的。并且，断层内的核自旋被激发后，通过外加相位编码倾斜磁场脉冲 603 对激发的核自旋附与相位方向的位置信息，然后在外加读出倾斜磁场脉冲 604 的期间中，即在采样窗口 605 内测量回波信号 606。该

脉冲序列以重复时间 (TR) 607 多次重复进行。重复时间 607, 比如, 是外加最初次的脉冲序列中的 RF 脉冲 6011 和在下一次的脉冲序列中的 RF 脉冲 6012 之间的时间间隔。并且, 在每次脉冲序列的重复时通过改变相位编码倾斜磁场 603 的外加量 (强度和外加时间之积), 对核自旋附与不同相位编码量, 检测来自被供给了各个相位编码量的核自旋的回波信号。对应取得这些信号在图像的相位编码方向上的像素数目, 仅重复已设定的相位编码数目次, 另外, 在采样窗口 605 内, 对应读出方向上像素数目, 顺次测量设定数目个的信号。并且, 在图像取得时间 608 内, 测量再构成一幅图像所需要的回波信号组。即, 在通常的拍摄方法中, 回波信号数目是对相位编码方向的 Field of View (以下称作 FOV。), 也就是说, 考虑对视野空间的分辨率, 选择 64、128、256、512 等值。还有, 各回波信号, 考虑对读出方向的视野和分辨率, 在通常由 128、256、512、1024 个等形成时间系列的采样数据。这些测量的数据存储在向相位方向和读出方向的二维排列存储空间 (以下称作 K 空间) 中, 然后再读出来, 施以 2 维傅立叶变换再构成为一幅 MR 图像。

在本实施方式中, 对受检体 401 的检查部位是互相顺次邻接的多层, 比如进行 m 层断层的拍摄。为此, 对各断层位置顺次执行上述脉冲序列。还有, 如上述那样对此也可以实施多断层摄像法。

但是, 本实施方式的 MRI 装置中, 将上述的脉冲序列变为并行成像用再执行。即, 在本实施方式中, 为了高速进行并行成像, 采用两个接收线圈即体线圈 404 和接收探头 405, 并进行 MR 信号的预测量。在 MR 信号的预测量中, 首先在 K 空间中的相位编码步骤仍然与拍摄时相同, 通过执行相位编码矩阵数目, 即将相位编码数目减少为通常拍摄的几分之一, 的预测量的脉冲序列, 取得在受检体的拍摄部位中所包括的 n 幅灵敏度图像数据。该 n 幅灵敏度图像数据中, 至少两幅对应拍摄断层位置, 其的幅数设定为 $n < m$ 。另外, 为了取得 n 幅灵敏度图像数据, 也可以将图 5 所示的脉冲序列分别应用于取得灵敏度图像数据的断层位置, 或者也可以从应用多断层型的脉冲序列, 从分别取得灵敏度图像数据的断层位置中测量信号。

接着, 通过执行间隔提取在 K 空间的相位编码步骤的拍摄 (本测量) 脉冲序列, 对受检体 401 的诊断部位, 使用构成复合接收线圈 405 的接收

线圈 4051、4052 取得 m 幅（在此， $m > n$ ）图像数据。该 m 幅图像数据，在本实施方式中是从连续邻接的断层位置取得。另外，为了取得该 m 幅图像数据，除了图 5 所示的脉冲序列以外，还可以采用多断层型脉冲序列或者 3 维测量用脉冲序列。

并且，由体线圈 404 以及接收探头 405 取得的灵敏度图像数据，以及由接收探头 405 的接收线圈 4051、4052 取得的图像数据，分别进行 2 维傅立叶变换，变换为灵敏度图像以及检测图像。通过 2 维傅立叶变换，在图像再构成的检测图像中发生折叠伪像，因此可以通过以下的处理除去该折叠伪像。

即，从通过预测量的脉冲序列所取得的灵敏度图像中，计算出接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布数据，使用算出的灵敏度分布数据，进行插补处理，计算出对应检查图像的各断层位置的灵敏度分布数据，使用算出的灵敏度分布数据求出接收线圈的灵敏度分布，通过使用该灵敏度分布和检查图像进行矩阵运算，除去检查图像中的折叠。

在本测量中，通过将相位编码步骤间隔以一定的比率间隔提取而减小脉冲序列的重复次数。该间隔提取率称作并行成像的倍速数。比如，每隔一步间隔提取相位编码步骤则倍速数为 2。即，相位编码数为 64 时，通常 1~64 的相位编码的数据所有均测量，与此相对，在倍速数为 2 的并行成像法中，每隔一个测量相位编码 1、3、5、…、63 的数据。此时，间隔提取率是 $1/2$ 。本实施方式的控制部 411，执行间隔提取这样的相位编码步骤的本测量脉冲序列，并由接收线圈 4051、4052 取得 m 幅图像数据。

在此，参照图 6 对并行成像法中图像的折叠进行说明。图 6 (a) 表示在不间隔提取相位编码步骤时由通常的相位编码步骤进行拍摄的情况（通常拍摄），将由各相位编码量取得的信号 2021、2022、…、2027 配置在 K 空间中，做为 1 幅图像数量的测量数据 201。将这些数据进行傅立叶变换后，如图 6 (c) 所示得到没有折叠的图像 207。

与此相对，在并行成像法，如图 6 (b) 所示，对与通常拍摄相同的视野，将相位编码步骤间隔设置为如 2 倍，进行间隔提取相位编码步骤的测量。此时，在 K 空间的 K_y 方向上每隔 1 行测量数据 2041、2042、…、2043，不测量 2051、2052、…、2053、2054 行相应的数据。由此，测量的数据

量变为一半，测量视野也变为 $1/2$ 。在从测量视野超出的位置中的来自受检体部分的 MR 信号变为折叠部分，如果将由测量数据 2041、2042、…、2043 构成的 K 空间进行傅立叶变换，那么如图 6 (d) 所示取得在相位编码方向发生折叠的图像 208。也就是说，如图 6 (c) 所示，由图 207 内的上侧区域 2071 内的 206 所表示的受检体图像 2061 和下侧区域 2072 内的受检体图像 2062 折叠，作为结果产生图 6 (d) 所示的折叠图像 208。

这样产生的图像 208 的折叠，比如能够用 SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI (Klass P. Pruessmann et. al), Magnetic Resonance in Medicine 42: 952—962 (1999) 等所公开的信号处理法除去。

在此，对除去折叠的运算方法进行说明。在分别将 X, Y 方向的图像矩阵作为 X、Y 时，在图像内的坐标 (x, y) (其中, $1 \leq x \leq X, 1 \leq y \leq Y$) 中的像素值作为 $s_i(x, y)$ 。在此，添加的符号 i 是接收线圈的序号, $2 \leq i \leq N$ 。图 6 (d)，由于以 2 倍间隔提取相位编码步骤，所以间隔提取后的图像的相位编码方向矩阵为 $Y' = Y / 2$ 。将图 6 (d) 的图像的坐标作为 (x, y') (其中, $1 \leq y' \leq Y'$) 时，其像素值 $s_i'(x, y')$ 重叠原来的图像 207 的 2 个区域 2071、2071，并由式 (1) 表示。其中， a 是定值。

$$s_i'(x, y') = \frac{s_i(x, y') + s_i(x, y' + Y')}{a} \quad (1)$$

接着，对接收线圈的灵敏度分布和图像进行说明。如果第 i 个接收线圈的 2 维的灵敏度分布为 $c_i(x, y)$ ，那么接收信号 $s_i(x, y)$ 是接收线圈的灵敏度分布 $c_i(x, y)$ 和受检体的质子密度分布 $p(x, y)$ 的积，由式 (2) 表示。

$$s_i(x, y) = c_i(x, y) \times p(x, y) \quad (2)$$

在此，如果应用式 (2)，那么式 (1) 可用式 (3) 表示。

$$\begin{aligned} s_i'(x, y') &= \frac{c_i(x, y') \times p_i(x, y')}{a} + \frac{c_i(x, y' + Y') \times p(x, y' + Y')}{a} \\ &= \frac{1}{a} \sum_{j=1}^2 c_i(x, y' + (j-1) \times Y') \times p(x, y' + (j-1) \times Y') \end{aligned} \quad (3)$$

在此，为了简单，定义

$$\begin{aligned}
 S_i &= s'_i(x, y') \\
 C_{ij} &= c_i(x, y' + (j-1) \times Y') \\
 P_j &= p(x, y' + (j-1) \times Y')
 \end{aligned} \quad (4)$$

则式 (3) 变为式 (5)。

$$S_i = \frac{1}{a} \sum_{j=1}^2 C_{ij} \times P_j \quad (5)$$

式 (5) 作为 N 行 2 列的矩阵, 可用式 (6) 表示。

$$\begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{pmatrix} = \frac{1}{a} \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \\ \vdots & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_1 \\ P_2 \end{pmatrix} \quad (6)$$

如果从式 (6) 判断接收线圈的灵敏度分布 C_{ij} , 通过计算逆矩阵, 求得受检体的测定对象的核, 比如质子的密度分布 P_j 。

同样, 应用 N 个线圈并用 M 倍速进行拍摄时的一般式, 其中 $Y' Y / M$, $1 \leq y' \leq Y'$, 由式 (7) 表示。在此, b 是定值。

$$\begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{pmatrix} = \frac{1}{b} \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & \cdots & C_{1M} \\ C_{21} & C_{22} & \cdots & C_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} & \cdots & C_{NM} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_1 \\ P_2 \\ \vdots \\ P_M \end{pmatrix} \quad (7)$$

由此, 通过应用接收线圈的灵敏度分布 C_{ij} 并对测量数据 $s'_i(x, y')$ 进行式 (7) 的矩阵运算, 求得作为除去折叠的图像数据的测定对象内的核自旋的密度分布 P_j 。还有, 并行成像法的接收线圈数 (N) 和倍速数 (M) 之间的关系在数学上是 $N \geq M$ 。还有, 灵敏度分布, 比如通过在 K 空间的低频域的数据中加上低通滤波器能够求得。

在本实施方式的 MRI 装置的并行成像法中, 从根据由预测量的脉冲序列预先取得的 K 空间的相位编码方向中的低频域的测量数据中, 生成灵敏度图像数据, 基于该灵敏度图像数据计算出各接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布 C_{ij} 。

用于计算出各接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布 C_{ij} 的灵敏度图像数据, 通过执行预测量序列取得。在预测量的脉冲序列中, 在相位编码步骤间隔不间隔提取时与通常的拍摄相位编码步骤相同, 通过将相位编码数减少为通常拍摄的数分之一可降低脉冲序列的重复次数。比如, k 空间的相

位编码数为 64 时, 相对在通常拍摄中测量 1~64 所有的相位编码测量数据, 在并行成像法的预测量序列中, 相位编码步骤与通常拍摄相同, 测量 k 空间的一部分区域, 比如 k 空间的中央区域(低频域)的相位编码 25~40 的 16 步的数据。此时, 由于相位编码数变为通常拍摄的 $1/4$, 所以缩短了预测量所需要的时间。控制部 411, 执行取得这种 k 空间的约 $1/4$ 的中央领域的测量数据的预测量脉冲序列, 并在每个体线圈 404 以及接收线圈 4051、4052 中取得 n 幅灵敏度图像数据。由此, 通过用较少的相位编码数测量 1 断层位置的灵敏度图像数据, 同时取得比检查图像的断层位置数更少的断层位置数的灵敏度图像数据, 缩短并行成像的总体拍摄时间。

接着, 对由本实施方式的 MRI 装置的信号处理部进行信号处理的次序进行说明。

本实施方式的信号处理部 407, 如图 1 所示, 将执行灵敏度图像数据取得用的预测量脉冲序列, 将取得的体线圈 404 的 n 幅灵敏度图像 701, 和复合接收线圈 301 的接收线圈 4051、4052 的各 n 幅灵敏度图像数据 702、703 进行断层插补处理 1011、1012、1013, 并按照对应检查图像的各断层位置的灵敏度图像, 集中全部生成插补灵敏度图像。接着, 使用包括由体线圈 404 的断层插补处理 1011 生成的灵敏度图像的全灵敏度图像, 和包括由复合接收线圈 301 的接收线圈 4051、4052 的断层插补处理 1012、1013 生成的灵敏度图像的全灵敏度图像, 通过灵敏度分布计算处理 7061、7062 计算出各接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布数据 707、708。计算出的各接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布数据 707、708 存储在控制部 411 上设置的存储器(省略图示)中。

在上述所进行的灵敏度分布计算处理 7061、7062, 是在体线圈 404 的灵敏度图像中, 将接收线圈 4051、4052 的灵敏度图像对应各断层位置进行除法的处理。

并且, 执行检查图像数据取得用的本测量脉冲序列, 根据取得的复合接收线圈 301 的各接收线圈 4051、4052 的各 m 幅检查图像 704、705 和灵敏度分布数据 707、708 在矩阵生成处理 709 中生成矩阵式, 进行该的矩

阵式的逆矩阵计算处理 710 后, 作为其结果得到没有折叠的诊断用图像 711。

可是, 执行预测量脉冲序列分别取得的 n 幅灵敏度图像 701、702、703, 如图 7 所示, 分别是体线圈 404 的灵敏度图像 7011、7014、 \dots 、701 m , 复合接收线圈 301 的接收线圈 4051 的灵敏度图像 7021、7024、 \dots 、702 m , 复合接收线圈 301 的接收线圈 4052 的灵敏度图像 7031、7034、 \dots 、703 m 。

与此相对, 执行本测量脉冲序列所取得的包括折叠伪像的检查图像 704、705, 分别是复合接收线圈 301 的接收线圈 4051 的检查图像 7041~704 m , 复合接收线圈 301 的接收线圈 4052 的检查图像 7051~705 m 。在图 7 中, ch. 1 对应复合接收线圈 301 的接收线圈 4051, ch. 2 对应复合接收线圈 302 的接收线圈 4052。

在这些灵敏度图像 701、702、703 以及检查图像 704、705 中, 分别对应断层位置并附与断层序号, 断层序号相同的图像表示同一断层位置的图像。该断层序号与图像序号的最后的一位数对应, 比如, 在体线圈 404 的灵敏度图像 7011、7014、 \dots 、701 m 中, 分布赋予 1、4、 \dots 、 m 的断层序号。另外, 将由预测量脉冲序列以及本测量脉冲序列所取得的图像的断层间隔设定为等间隔。

也就是说, 在预测量脉冲序列中, 按照断层序号 1、4、 \dots 、 m 那样每隔两个断层进行 1 次测量, 关于断层序号 2、3、5、 \dots 、 $m-1$ 没有取得体线圈 404 的灵敏度图像数据 701 和各接收线圈 4051、4052 的灵敏度图像数据 702、703。为此, 如果断层序号 2、3、5、 \dots 、 $m-1$ 的检查图像 7042、7043、7045、 \dots 、704 $m-1$ 以及 7052、7053、7055、 \dots 、705 $m-1$ 没有这些断层位置的灵敏度分布信息, 那么不能除去折叠伪像。

在此, 本实施方式的信号处理部, 根据体线圈 404 的灵敏度图像 7011、7014、 \dots 、701 m 进行断层插补处理 1011 并算出灵敏度图像 7012、7013、7015、 \dots 、701 $m-1$; 另外同样根据取得的接收线圈 4051 的灵敏度图像 7021、7024、 \dots 、702 m 进行断层插补处理 1012 并算出灵敏度图像 7022、7023、7025、 \dots 、702 $m-1$; 根据接收线圈 4052 的灵敏度图像 7031、7034、 \dots 、703 m 进行断层插补处理 1013 并算出灵敏度图像 7032、7033、7035、 \dots 、703 $m-1$ 。也就是说, 图 7 的 501 是表示除去由预测量脉冲序列取得的灵

敏度图像和由断层插补处理 1011、1012、1013 取得的灵敏度图像数据一起构成的检查图像的折叠伪像所需要的灵敏度图像的集合，502 表示包括由本测量脉冲序列取得的折叠伪像的检查图像的集合。另外，501 的白色的灵敏度图像表示由预测量脉冲序列实际取得的灵敏度图像，涂黑的灵敏度图像表示由断层插补处理 101 生成的灵敏度图像。

在本实施方式的 MRI 装置中进行的灵敏度分布计算出处理 706 中，以体线圈的图像数据 $sc(x, y)$ 为基准，如根据式 (8) 进行相应变化，并根据各接收线圈 i 的图像数据 $si(x, y)$ 求出灵敏度分布 $ci(x, y)$ 。

$$c_i(x, y) = s_i(x, y) \times sc(x, y) \quad (8)$$

应用由此算出的灵敏度分布数据 707、708 和每个接收线圈 4051、4052 取得的检查图像数据 7041~704m、7051~705m，并通过矩阵生成处理 709 生成式 (7) 的矩阵式后，根据逆矩阵运算处理 710 得到除去折叠伪像的诊断用图像 711。

以往的 MRI 装置，在预测量脉冲序列中将相位编码数设定为通常拍摄时的数分之一，灵敏度图像数据和折叠图像数据以相同幅数且在相同断层位置拍摄。

但是，在并行成像法中，预测量脉冲序列的执行时间占总拍摄时间的较大比例。特别在多断层或者三维拍摄中，拍摄的断层数越多，越增加脉冲序列的重复时间 (TR) 或者重复次数，所以预测量脉冲序列的执行时间成为检查效率上的大问题。

与此相对，本实施方式的 MRI 装置间隔提取由预测量脉冲序列取得的断层数，通过将用于算出灵敏度分布的灵敏度图像数据 701、702、703 每隔多幅比如两幅取得，将拍摄的灵敏度图像数据省略为比检查图像的 m 幅更少的 n 幅。为此，可减少预测量脉冲序列的重复次数，可缩短只间隔提取所取得的灵敏度图像数据 701、702、703 量的拍摄时间。另外，在将本实施方式应用于三维测量中时，可减少灵敏度分布取得用的预测量脉冲序列的断层数目。

进一步，在本实施方式的预测量脉冲序列中，由于将断层间隔等间隔提取并取得灵敏度图像数据，所以可用简单的运算且很精度地计算出根据断层插补处理 101 生成的灵敏度图像数据。除此之外，在本实施方式的预

测量脉冲序列中，由于将断层序号等间隔地间隔提取并取得灵敏度图像数据，所以可以简化在控制部 411 中的脉冲序列的设定以及控制。

另外，由于各接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布存储在控制部 411 的存储器中，所以对上述的 1~m 断层的拍摄，在需要错开少许拍摄断层的位置进行再拍摄时，不用再测量各接收线圈的灵敏度分布，使用在存储器中存储的各接收线圈的灵敏度分布，就能够算出对再拍摄的断层位置各接收线圈的灵敏度分布。因此，能够缩短在再拍摄中所需要的时间。

（第 2 实施方式）

参照图 8 以及图 9 对应用本发明 MRI 装置的第 2 实施方式进行说明。还有，在本实施方式中，对于在与第 1 实施方式相同的部分中赋予相同的符号省略其说明，以下说明与第 1 实施方式不同的构成以及特征部分。

本实施方式与第 1 实施方式不同的点在于，如图 8 所示，应用由灵敏度图像数据取得用的预测量脉冲序列取得的体线圈 404 的灵敏度图像 701 和复合接收线圈 301 的接收线圈 4051、4052 的灵敏度图像 702、703，执行灵敏度分布计算处理 706 后，进行断层插补处理 801。因此，在本实施方式的信号处理部中，根据体线圈 404 的灵敏度图像 701 和接收线圈 4051、4052 的灵敏度图像 702、703 计算出接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布数据 7061、7062，接着，应用该灵敏度分布数据 7061、7062 进行断层插补处理 801，求得接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布数据 707、708，在此之后，根据该灵敏度分布数据 707、708 和检查图像 704、705 进行矩阵生成处理 709，通过进行生成的矩阵的逆矩阵计算处理 710，除去检查图像 704、705 的折叠伪像。

在此，对根据灵敏度分布计算处理 706 算出的接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布数据和根据断层插补处理 801 生成的接收线圈 4051、4052 的灵敏度分布数据进行说明。

根据灵敏度分布计算处理 706 算出的灵敏度分布数据，如图 9 所示，是复合接收线圈 301 的接收线圈 4051 的灵敏度分布数据 7071、7074、…、707m 以及接收线圈 4052 的灵敏度分布数据 7081、7084、…、708m。

也就是说,在本实施方式的预测量脉冲序列中,与第1实施方式相同,通过每隔两层设定测量的断层位置减少测量断层数。即,如果取得断层序号1、4、 \dots 、 m 的灵敏度图像数据,那么就不取得断层序号2、3、5、 \dots 、 $m-1$ 的灵敏度图像数据。如果没有断层序号2、3、5、 \dots 、 $m-1$ 的灵敏度分布数据,那么不能除去在检查图像7042、7043、7045 \dots 、704 $m-1$ 、7052、7053、7055、 \dots 、705 $m-1$ 中出现的折叠伪像。

在此,本实施方式的信号处理部,将取得的接收线圈4051的灵敏度分布数据7071、7074、 \dots 、707 m 进行断层插补处理8011并算出灵敏度分布数据7072、7073、7075 \dots 、707 $m-1$,同时将接收线圈4052的灵敏度分布数据7081、7084、 \dots 、708 m 进行断层插补处理8012并算出灵敏度分布数据7082、7083、7085 \dots 、708 $m-1$ 。

也就是说,图9的503表示除去根据图8中的灵敏度分布计算处理7061、7062算出的灵敏度分布数据和由断层插补处理8011、8012得到的灵敏度分布数据构成的检查图像的折叠伪像所需要的数据集。另外,503的白色的灵敏度图像表示根据灵敏度分布计算处理7061、7062算出的灵敏度分布数据,涂黑的灵敏度分布数据表示根据断层插补处理801生成的灵敏度分布数据。

由此,信号处理部407,从根据由预测量脉冲序列取得的灵敏度图像数据701、702、703进行灵敏度分布计算处理7061、7062开始进行断层插补处理8011、8012,生成分别对应检查图像7041 \sim 704 m 、7051 \sim 705 m 的断层位置的灵敏度分布数据7071 \sim 707 m 、7081 \sim 708 m 后,根据矩阵生成处理709和逆矩阵计算处理710进行图像的折叠伪像的除去。

由此,在本实施方式中,由于根据由第1脉冲序列取得的灵敏度图像701、702、703计算出接收线圈4051、4052的灵敏度分布后进行断层插补处理801,所以不需要进行体线圈404的灵敏度图像701的断层插补处理。为此,与进行体线圈404的灵敏度图像701的断层插补处理1011的第1实施方式相比,能够简化灵敏度分布计算处理706,能够缩短在图像再构成中所需要的时间。

(第3实施方式)

接着，参照图 10 以及图 11 对应用本发明的 MRI 装置的第 3 实施方式进行说明。还有，在本实施方式中，对与第 1 实施方式相同的部分附与相同的符号并省略其的说明，同时以下对与第 1 实施方式不同的构成以及特征部进行说明。

本实施方式与第 1 实施方式不同的点在于，复合接收线圈由 4 个接收线圈构成。即，在本实施方式的 MRI 装置中形成 RF 探头的复合接收线圈 301A，如图 10 所述，包括 4 个 8 字型的接收线圈 4051~4054，由在 X-Y 平面上以及 Y-Z 平面上分别相距规定的距离相对配置构成。

另外，本实施方式的复合 RF 接收线圈 301A，如图 11 所示，由 4 个接收线圈 4051~4054 分别连接在前置放大器 3021~3024 上而构成。在信号检测部 406A 中，并列设置 4 个 AD 转换 / 正交检波电路 3031~3034，并分别与前置放大器 3021~3024 的输出连接。

可是，在执行并行成像时，根据多个接收线圈的配置关系或者灵敏度分布，有时会产生灵敏度低的区域，此时式 (7) 的矩阵运算发散，产生伪像，并使画质劣化。

本实施方式的 MRI 装置，4 个接收线圈中，根据拍摄断面以及相位编码方向形成最合适的接收线圈的组合，形成两组接收线圈组。在此，所谓接收线圈的最合适的组合，是将上述矩阵运算不发散的组合。比如，在合成接收线圈组的灵敏度分布时，考虑在相位编码方向上不存在灵敏度分布低的区域、接收线圈组的灵敏度分布互相不同等的条件。

本实施方式的接收线圈，如图 10 所示，两个接收线圈 4051、4052 在 X-Y 平面上沿 Z 方向相距规定距离相对设置，进一步设置在与 Z-Y 平面平行的面上沿 X 方向间隔给定距离对向的 2 个接收线圈 4053，4054。在这 4 个接收线圈中，让接收线圈 4051 和 4053 组合并形成接收线圈组 4055，同时让接收线圈 4052 和 4054 组合并形成接收线圈组 4056。进行这种接收线圈的配置和组合后，接收线圈 4051 和 4053 的合成灵敏度分布数据和接收线圈 4052 和 4054 的合成灵敏度分布数据是互相不同，且低灵敏度区域较少，矩阵运算难以发散。

这种最佳的线圈的组合，如果线圈的配置一定，那么根据拍摄断面以及相位编码方向就决定，因此如果设定这些拍摄条件，可以按照装置自动选择最合适的组合那样构成装置。

信号处理部 407A，用被选择的两组的组合的接收线圈取得被测量的两组灵敏度图像数据，在每组中进行灵敏度图像数据的合成。同样，用被选择的两组的组合的接收线圈取得被测量的两组检查图像数据，在每组中进行检查图像数据的合成。根据这种数据的合成所生成的接收线圈组 4055 的灵敏度图像数据，相当于图 7 的 ch. 1 的灵敏度图像数据 7021、7024、…、702m，另外接收线圈组 4056 的灵敏度图像数据相当于图 7 的 ch. 2 的灵敏度图像数据 7031、7034、…、703m。

同样，合成的接收线圈组 4055 的检查图像数据，相当于图 7 的 ch. 1 的检查图像数据 7041~704m，另外接收线圈组 4056 的检查图像数据相当于图 7 的 ch. 2 的检查图像数据 7051~705m。

也就是说，根据接收线圈 4051~4054 所取得的灵敏度图像数据，在信号合成处理部 304A 中，合成为对应每个预先给定接收线圈组的灵敏度分布的 ch. 1、ch. 2 的灵敏度图像数据 702、703，成为除去在每个接收线圈组中合成的 ch. 1、ch. 2 的检查图像数据 704、705 的折叠伪像的矩阵运算的参照数据。

在此，由于由接收线圈 4051~4054 取得的灵敏度图像数据以及检查图像数据是复数，所以在信号合成处理部 304A 中，比如根据复数加法进行合成处理，也可以计算两组灵敏度图像数据的 2 次方和的平方根和两组检查图像数据的 2 次方和的平方根再进行合成处理。后者与复数加法相比具有提高 SN 比的优点。还有图 11 所示的信号处理的流程中，在 AD 转换后进行信号的合成，也可以是在 AD 转换前的模拟信号的阶段进行合成处理，然后采用 AD 转换的方式。

由此，根据本实施方式的 MRI 装置，在应用复合接收线圈的并行成像高速拍摄中，考虑拍摄断面或者编码轴，选择最佳的接收线圈的组合，对于组合后的接收线圈的合成的测量数据进行矩阵运算，因此不会有因为矩阵运算而使图像劣化，能够得到良好的图像。该矩阵运算，在信号的间隔提取率为 $1/M$ ，多个接收线圈的组合数为 G （在此， $G=2、\dots、N$ ，对应

式(7)的N)时,变为计算矩阵 $[G \times M]$ 。在本发明的第3实施方式中,将4个接收线圈4051~4054两两组合成为两组接收线圈组($G=2$),分别对这两组的接收线圈组的各个合成测量数据进行矩阵运算,矩阵变为 $[2 \times 2]$,能够简化运算。

另外,即使在改变拍摄断面或者编码轴时,也能够得到没有伪像或者图像劣化的稳定的图像。进一步减轻矩阵运算的负担,能够将图像再构成高速化。

可是,在本实施方式中,在选择接收线圈的第1组合和第2组合时,在这些组合间也没有接收线圈的重复的问题。也就是说,在接收线圈的多个组合中也可以选择包括互相相通的接收线圈的组合。这样,在多个RF接收线圈的组合中,由于相互组合的接收线圈可以一起共有,所以增加了最合适的灵敏度分布的线圈的组合选择的自由度,能够得到更好画质的图像。

本发明并不限于在以上的实施方式中所公开的内容,在根据本发明的主要内容而且可取得各种方式。比如,在第1至第3实施方式中,表示每隔两层设定灵敏度分布取得用的预测量脉冲序列的断层的方式,也可以隔任意层设定。

另外,在第1至第3实施方式中,将取得图像数据时的断层间隔设为等间隔,但是本发明的MRI装置可以变更各图像数据的断层间隔而取得。

另外,在第1以及第2实施方式中说明了采用两个接收线圈的情况,在第3实施方式中说明了采用4个接收线圈的情况,但是接收线圈的数目不限于2个或者4个。也就是说,也可以是8个,也可以是除此之外的数目。但是,考虑为了简化形成装置的电路构成,或者减少受检者的不舒服,优选接收线圈数少的方式。

另外,在第1至第3实施方式中,对在用于求得接收线圈的灵敏度分布的脉冲序列中相位编码步骤的间隔设为通常拍摄的2倍,即间隔提取率为 $1/2$ 的情况进行了说明,但是其步骤间隔也可以是3倍,4倍及这以上的倍数。此时,选择的接收线圈的组合数 G ,需要是与相位编码的步骤间隔 M 相同的数目或者以上的数目。但是,为了简略化矩阵运算优选 $G=M$ 。

另外，在第1至第3实施方式中，对于使用的脉冲序列以梯度回波序列时的情况进行了说明，并行成像法不局限于脉冲序列的种类和测量法。比如，也能够应用SE法脉冲序列、FSE法脉冲序列、EPI法脉冲序列或者SSFP测量法、螺旋法等各种方法。

另外，本发明的MRI装置不限于本实施方式的多断层测量法，也能够应用于三维测量法。此时，不只相位编码方向，也可以在断层编码方向上间隔提取数据，也可以间隔提取将相位编码方向、断层方向组合的数据。另外在间隔提取编码步的轴方向上，也可以按照灵敏度分布成为最合适的组合那样，选择接收线圈的组合。

另外，在本发明的信号处理部的信号处理中，断层插补处理101、801，如可以采用断层插补处理、或者根据Sinc函数的插补处理，根据函数的拟合处理等各种插补处理。

另外，本发明的MRI装置，能够代替本实施方式的体线圈，将由多个接收线圈取得的灵敏度图像数据合成，生成灵敏度分布均一的灵敏度图像数据，使用该合成的灵敏度图像数据并分别除以取得的图像数据，可以求得近似的接收线圈的灵敏度分布。但是，使用上述实施方式所说明的灵敏度分布较均一的体线圈的图像数据，并分别将由各接收线圈取得的图像数据进行除法，求得近似的接收线圈的灵敏度分布后，能够将接收线圈的灵敏度分布高精度的计算出，所以优选后者。

另外，本发明的MRI装置的复合接收线圈，不限于第1至第3实施方式，还可以使用作为用于水平磁场的头部用多RF线圈，在Array Head Coil for Improved Functional MRI (Christoph Leussler)，1996 ISMRM abstract p.249中记载的，作为用于水平磁场的头部用QD复合RF线圈，在Helmet and Cylindrical Shaped CP Array Coils for Brain Imaging: A Comparison of Signal-to-Noise Characteristics (H.A.Stark, E.M.Haacke)，1996 ISMRM abstract P.1412中记载的，并且，作为用于水平磁场的腹部用QD多RF线圈，在Four Channel Wrap-Around Coil with Inductive Decoupler for 1.5T Body Imaging (T.Takahashi et.al)，1995 ISMRM abstract P.1418中记载的各种各样的复合接收线圈。复合接收线圈，通过排列多个相对高灵敏度的小型接收线圈并将由各线圈取得的

信号合成，保持接收线圈的高灵敏度并扩大视野，谋求高灵敏度，将各接收线圈的再构成处理的图像合成为一幅图像，并在扩大视野的同时能够得到高灵敏度化。

另外，在第1至第3的实施方式中，对将本发明应用于将静磁场方向（Z方向）作为水平的水平磁场方式的MRI装置中的情况进行了说明，本发明并不局限于此，也能够应用于将静磁场作为垂直方向的MRI装置。

如以上所述，根据本发明，以比拍摄接收线圈的灵敏度分布的断层幅数更少的幅数的数据测量，完成用于除去在根据并行成像所拍摄的检查图像中产生的折叠伪像所需的数据，所以能够在短时间内取得接收线圈的灵敏度分布。另外，由于没有接收线圈的灵敏度分布的拍摄断层的灵敏度分布按照由插补运算求出那样进行，所以运算能够简单进行。

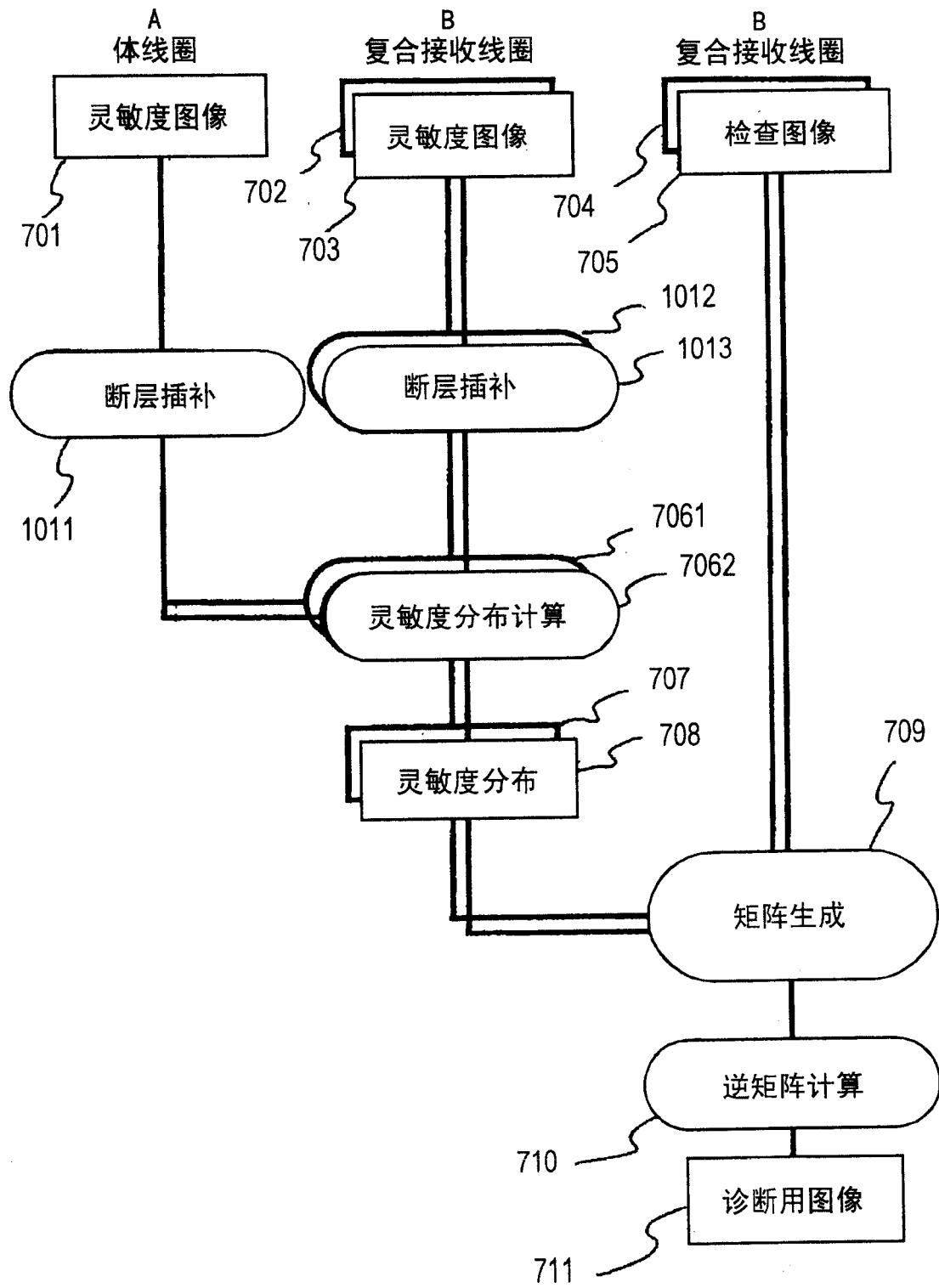


图 1

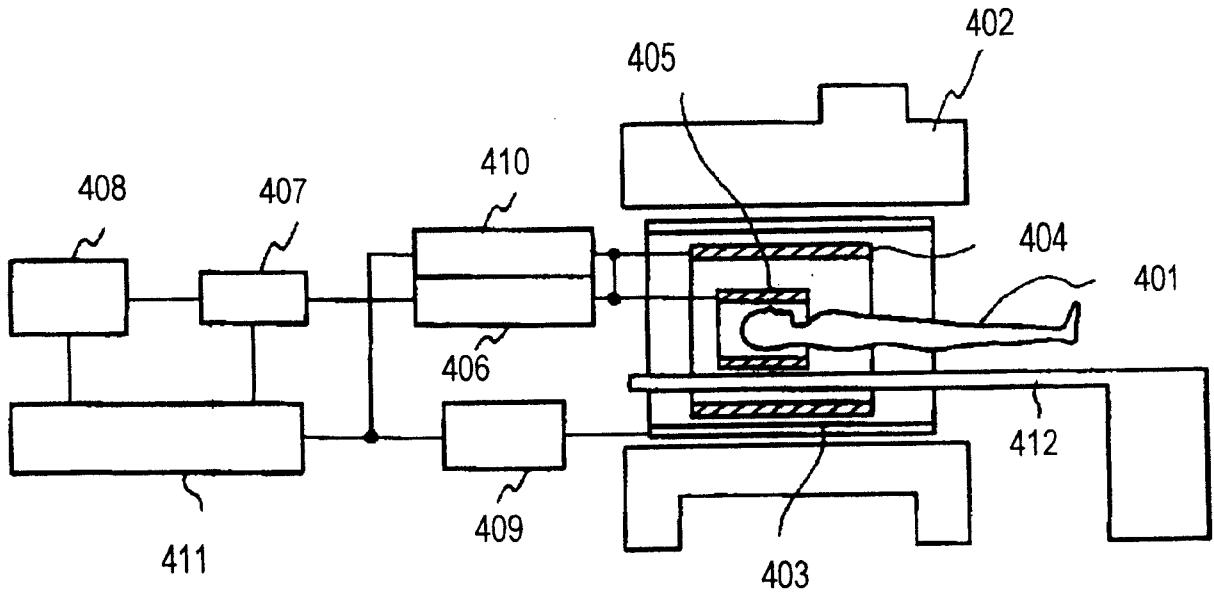


图 2

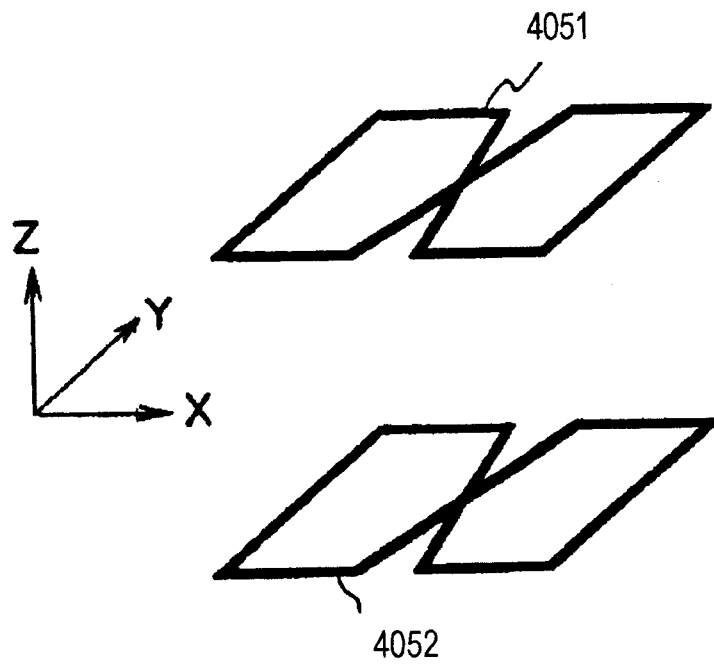


图 3

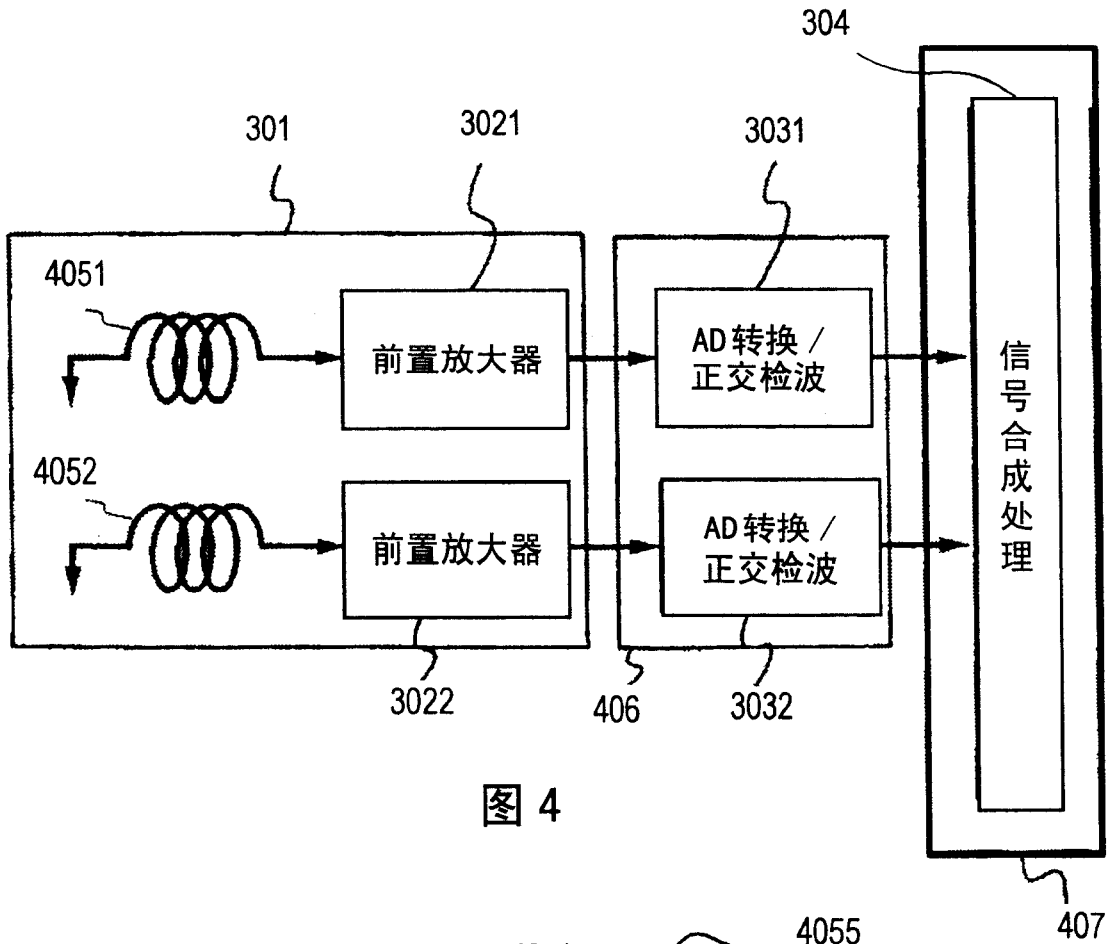


图 4

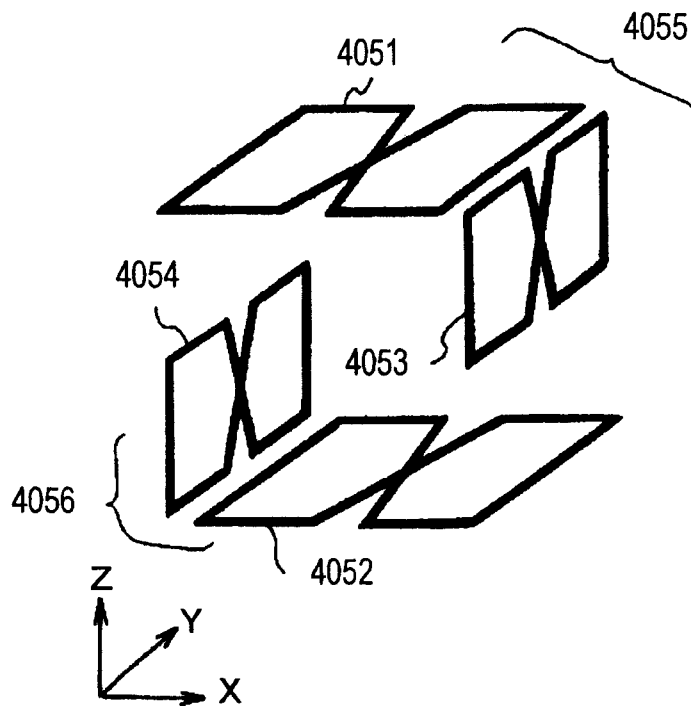


图 10

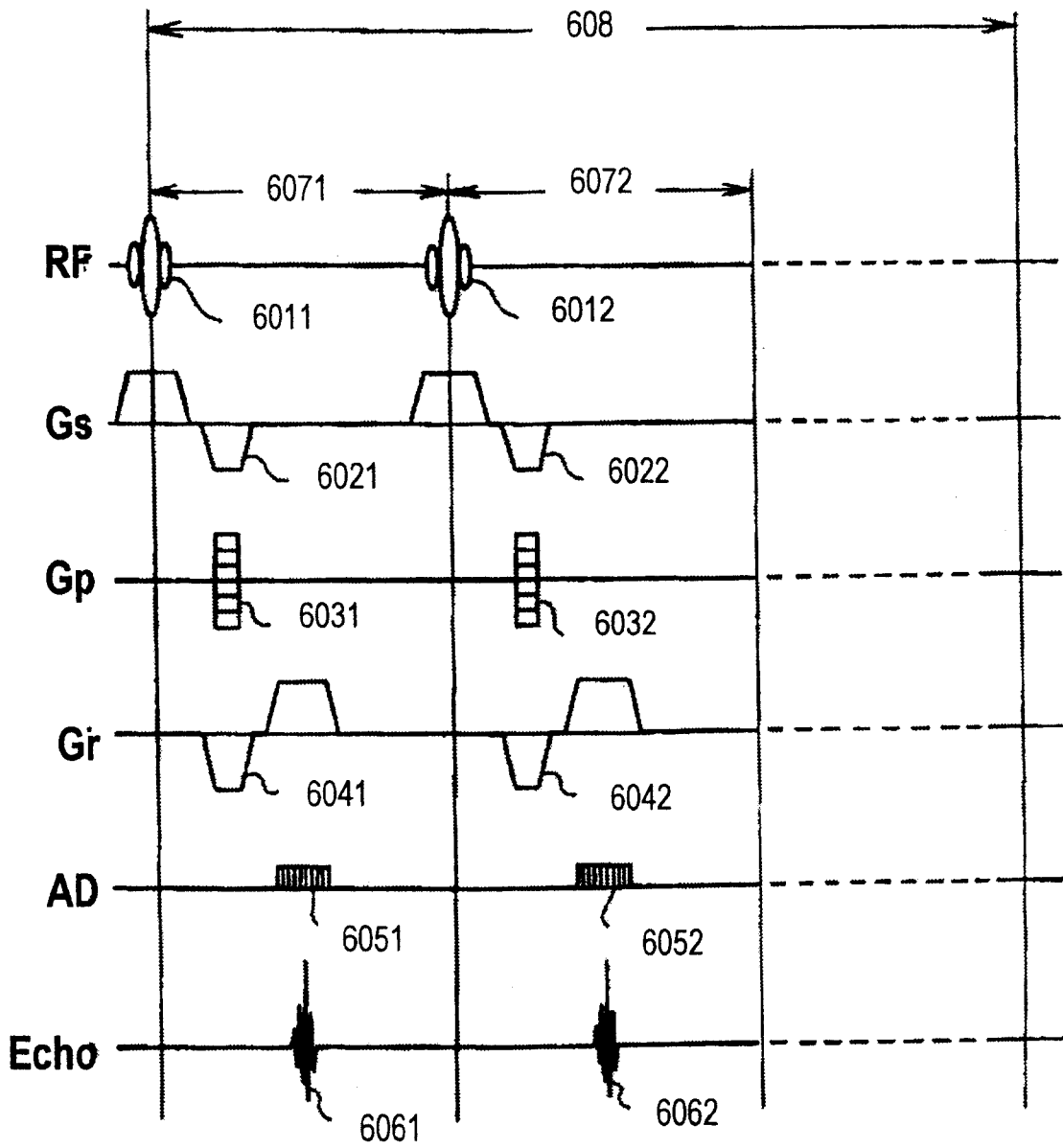


图 5

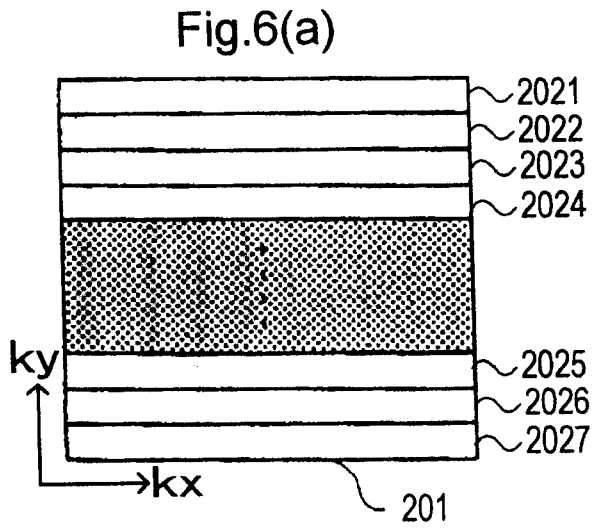


图 6(a)

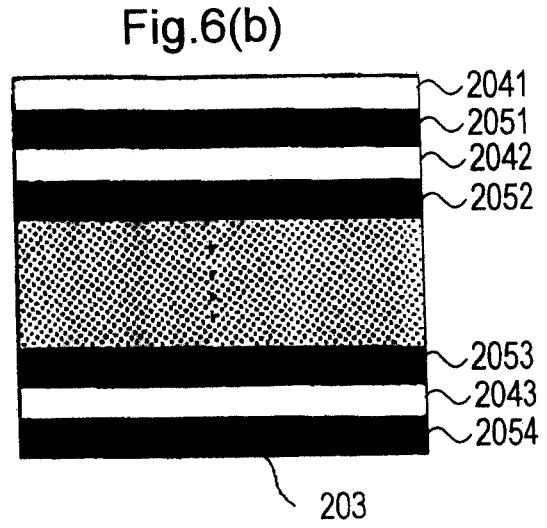


图 6(b)

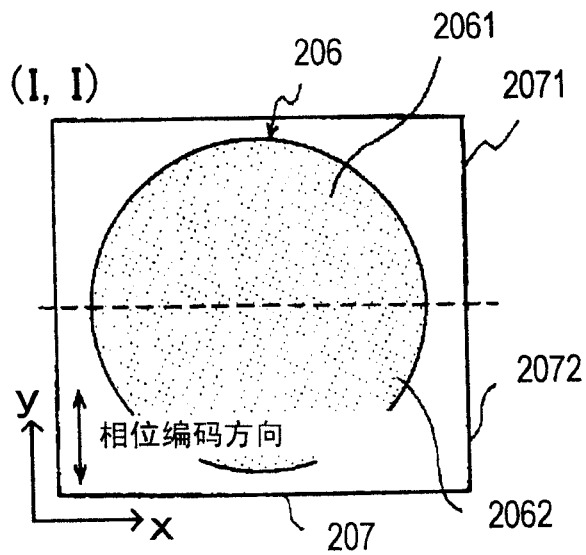


图 6(c)

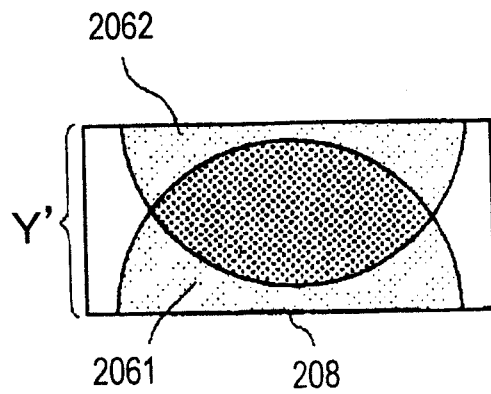


图 6(d)

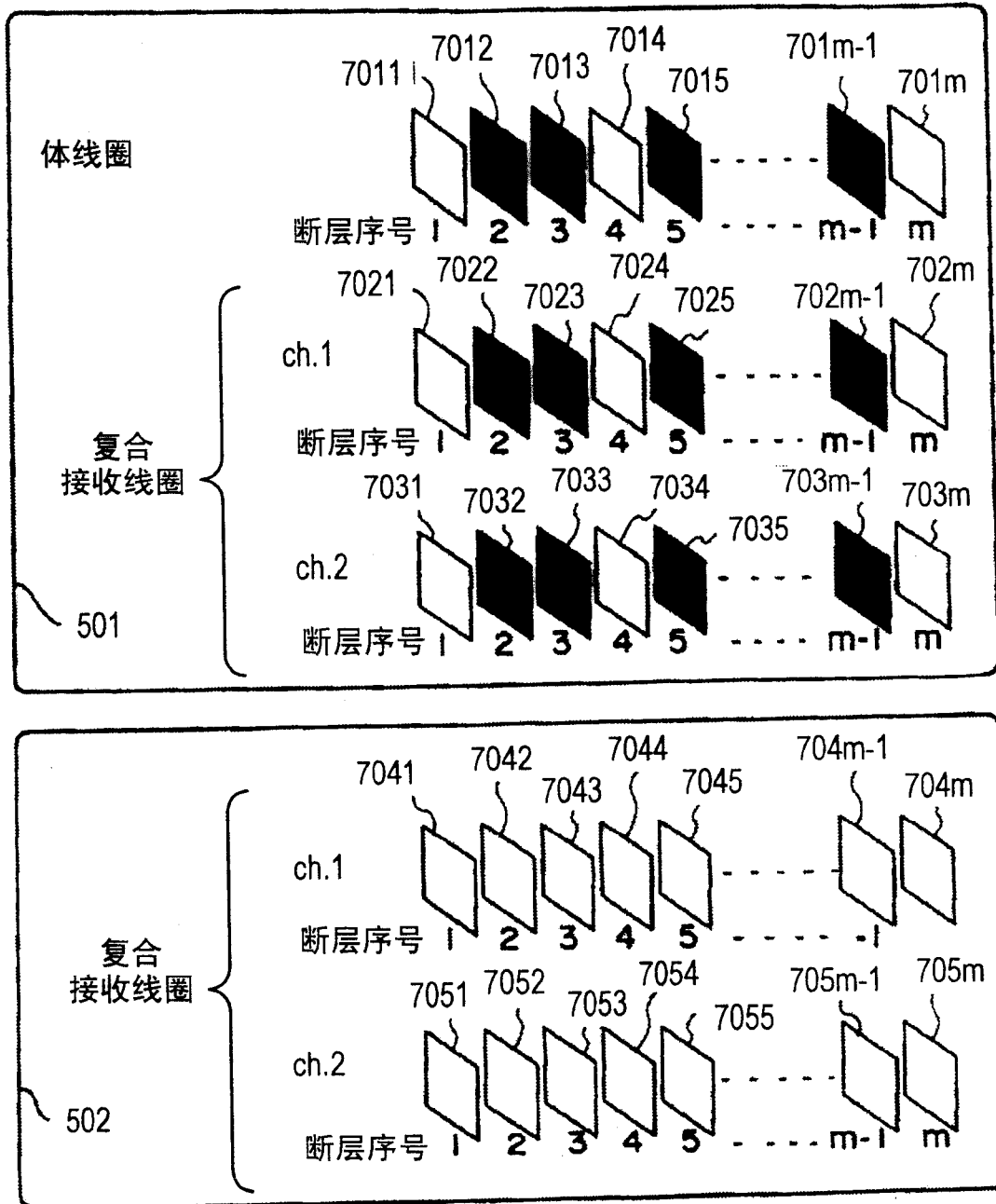


图 7

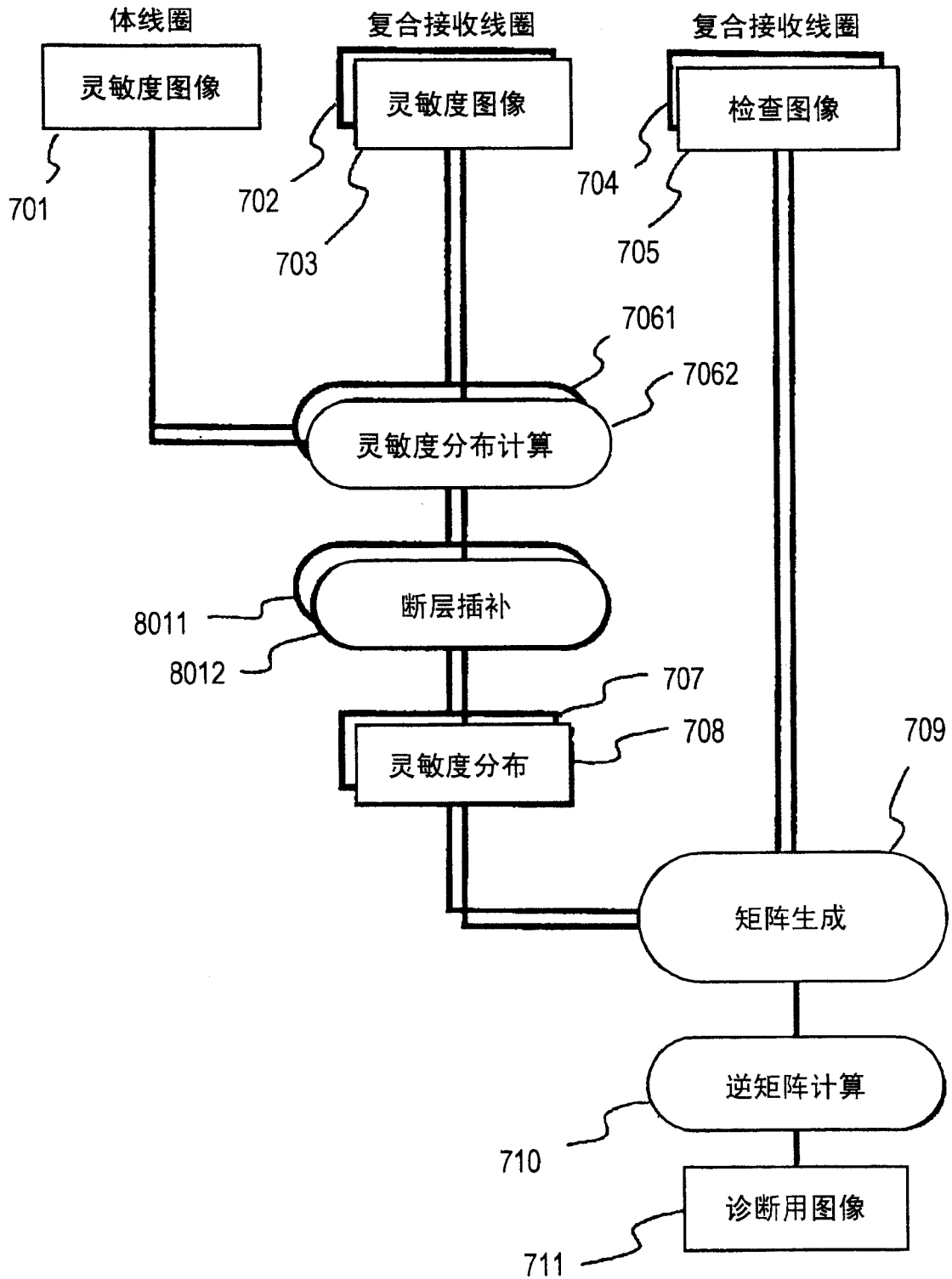


图 8

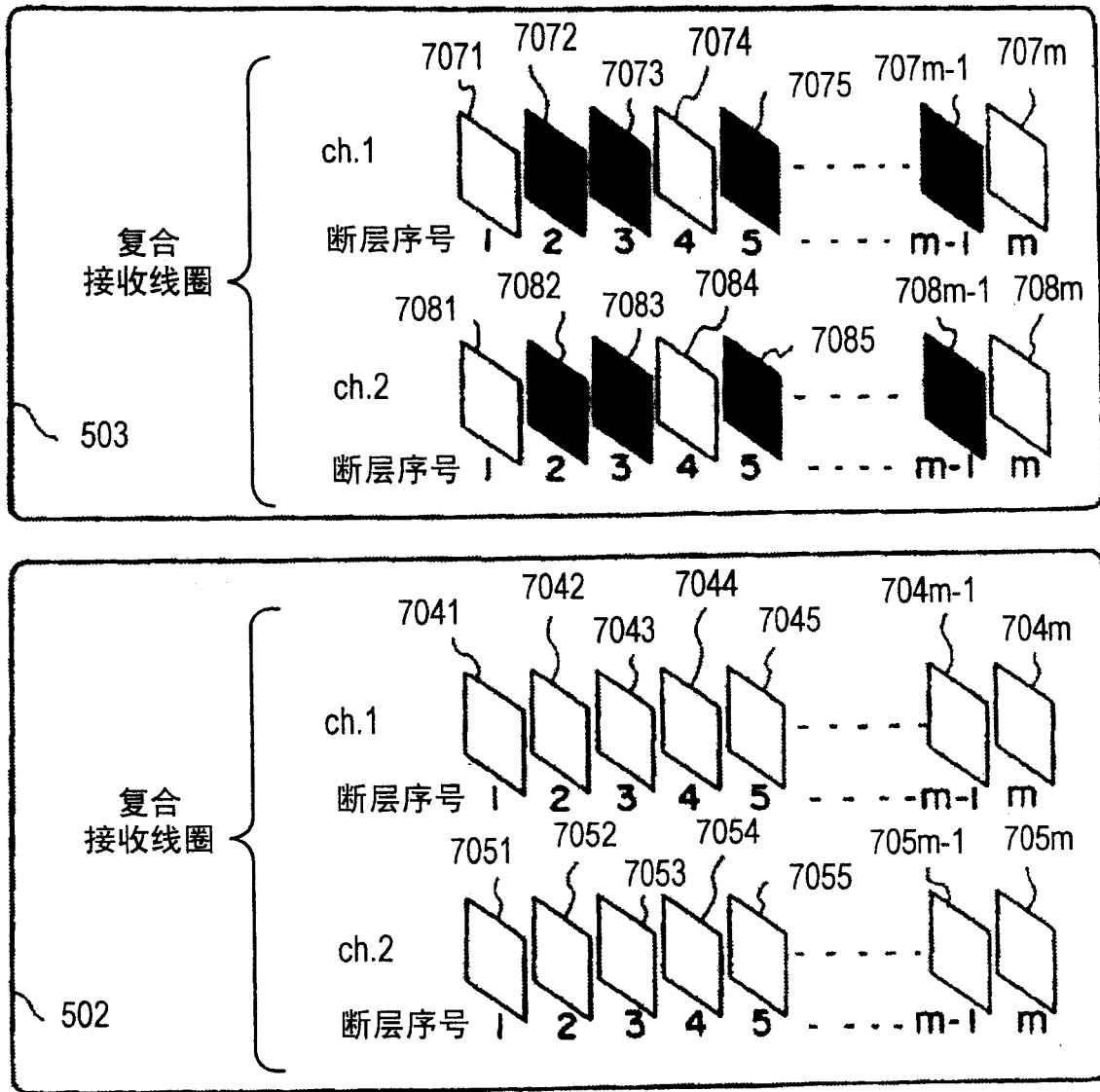


图 9

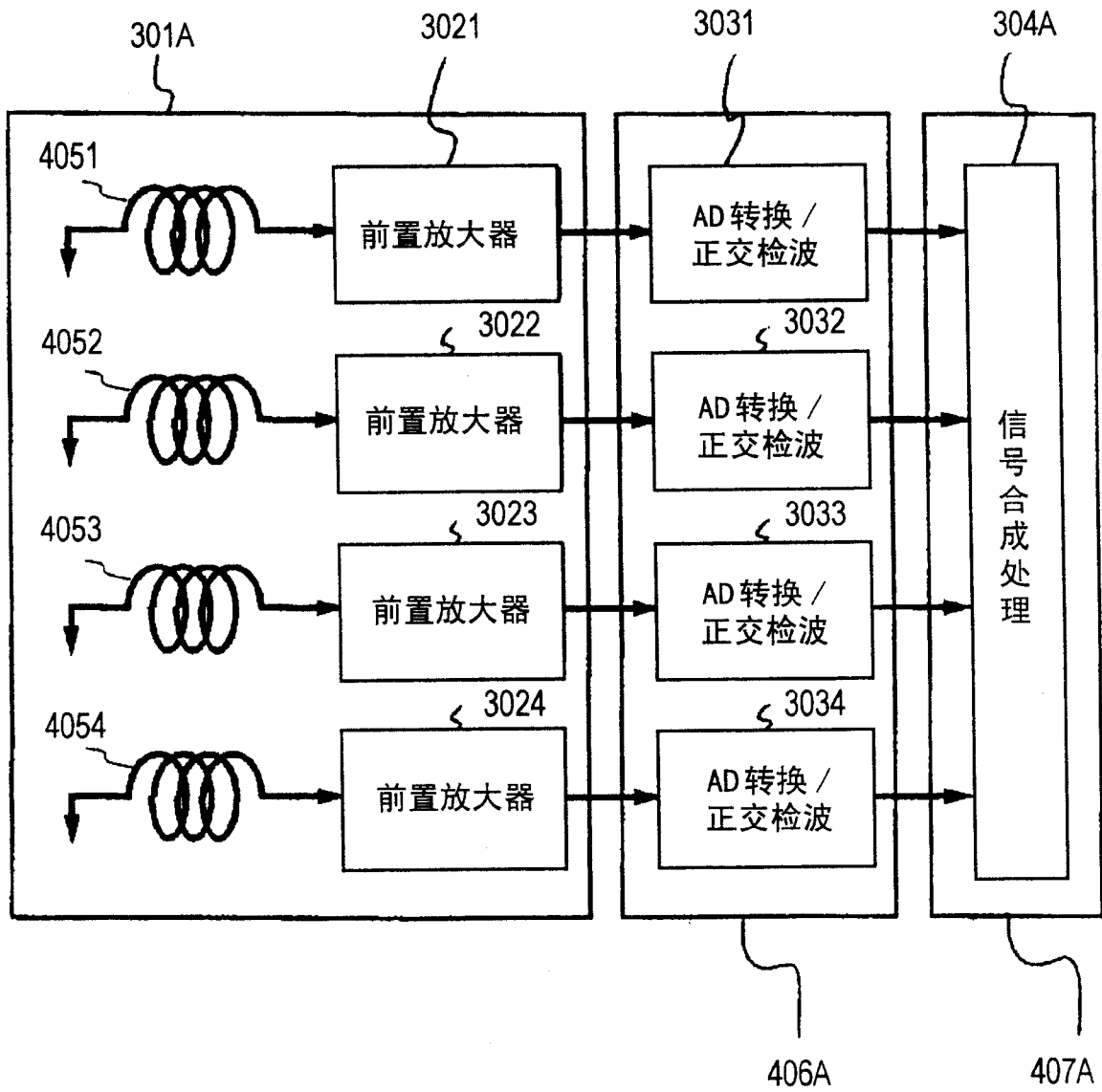


图 11