(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102438518 B
(45)授权公告日 2015.06.10

(21)申请号 201180001735.0
(22)申请日 2011.08.02
(30)优先权数据
2010-180389 2010.08.11 JP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2011.10.25
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2011/068014 2011.08.02
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2012/020720 JA 2012.02.16
(73)专利权人 株式会社东芝
地址 日本东京都
专利权人 东芝医疗系统株式会社
(72)发明人 草原博志 葛西由守 待井丰
(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 吕林红
(51)Int.Cl.
A61B 5/055(2006.01)
G01R 33/54(2006.01)
(56)对比文件
JP 特开 2001-238866 A,2001.09.04,
JP 特开平 9-276243 A,1997.10.28,
JP 特开 2005-319074 A,2005.11.17,
JP 特开 2007-159718 A,2007.06.28,
JP 特开 2006-255046 A,2006.09.28,
审查员 宋光

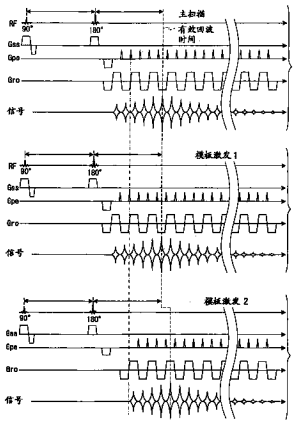
权利要求书3页 说明书18页 附图13页

(54)发明名称

磁共振成像装置及磁共振成像方法

(57)摘要

本发明提供一种磁共振成像装置及磁共振成像方法。在一个实施方式中,MRI装置(20)具有第1采集部、第2采集部和校正部(100)。第1采集部及第2采集部通过执行含有相位编码方向梯度磁场的施加的EPI的回波信号采集序列,产生多个回波信号,将多个回波信号作为第1、第2模板数据分别进行采集。第2采集部在第1模板数据的采集之后,按照读取方向梯度磁场的施加开始时刻与第1模板数据的采集时错开的序列,采集第2模板数据。校正部(100)用第1及第2模板数据对包含在回波信号中的相位误差进行校正。



CN 102438518 B

1. 一种磁共振成像装置，所述磁共振成像装置能够执行 EPI，即平面回波成像，所述 EPI 向静磁场内的受检体发射用于引发核磁共振的激励脉冲，对反复进行读取方向梯度磁场的极性翻转所产生的多个回波信号进行采集，基于多个所述回波信号重建所述受检体的图像数据，其特征在于，具有 ：

第 1 采集部，该第 1 采集部通过执行所述 EPI 的回波信号采集序列作为预扫描，从而将所产生的多个所述回波信号作为第 1 模板数据进行采集，该第 1 采集部所执行的所述 EPI 的回波信号采集序列包含相位编码方向梯度磁场的施加 ；

第 2 采集部，该第 2 采集部在所述第 1 模板数据的采集后通过执行所述 EPI 的回波信号采集序列作为预扫描，从而将所产生的多个所述回波信号作为第 2 模板数据进行采集，该第 2 采集部所执行的所述 EPI 的回波信号采集序列包含所述相位编码方向梯度磁场的施加，并且所述读取方向梯度磁场的施加开始时刻与所述第 1 模板数据的采集时相错开 ；

摄像数据采集部，该摄像数据采集部在所述第 1 及第 2 模板数据的采集后，通过执行所述 EPI 的回波信号序列作为主扫描，从而采集来自所述受检体的多个所述回波信号 ；以及

校正部，在从由所述摄像数据采集部作为所述主扫描所采集的多个所述回波信号重建所述图像数据时，该校正部用所述第 1 及第 2 模板数据，进行包含在多个所述回波信号中的相位误差的校正。

2. 如权利要求 1 所记载的磁共振成像装置，其特征在于 ：

所述校正部用所述第 1 及第 2 模板数据，进行所述相位误差的校正及用于使所述静磁场均匀化的磁场校正的双方。

3. 如权利要求 2 所记载的磁共振成像装置，其特征在于 ：

所述校正部在由所述摄像数据采集部进行的多个所述回波信号的采集之前进行所述磁场校正。

4. 如权利要求 3 所记载的磁共振成像装置，其特征在于 ：

所述第 1 及所述第 2 采集部针对与成为所述摄像数据采集部进行的多个所述回波信号的采集对象的摄像区域相同的区域，分别执行所述 EPI 的回波信号采集序列，籍此从所述相同的区域采集所述第 1 及第 2 模板数据。

5. 如权利要求 4 所记载的磁共振成像装置，其特征在于 ：

所述第 2 采集部使所述读取方向梯度磁场的施加开始时刻与所述第 1 模板数据的采集时错开时间差，该时间差为从所述读取方向梯度磁场的极性翻转开始到再次翻转为止的时间差的自然数倍。

6. 如权利要求 4 所记载的磁共振成像装置，其特征在于 ：

所述第 2 采集部，以使与相位编码阶跃为零相对应的所述回波信号发生时的所述读取方向梯度磁场的极性与所述第 1 采集部进行的所述第 1 模板数据的采集时相反的方式，进行所述第 2 模板数据的采集。

7. 如权利要求 6 所记载的磁共振成像装置，其特征在于 ：

所述校正部，针对从所述第 1 及第 2 模板数据得到的各 k 空间数据，分别计算出基于对虚数数据的中心线进行了 1 维傅立叶逆变换后的数据的频率积分值与对实数数据的中心线进行了 1 维傅立叶逆变换后的数据的频率积分值之比的值的反正切，基于所述反正切进行所述相位误差的校正。

8. 如权利要求 7 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述第 2 采集部，以使与相位编码阶跃为零相对应的所述回波信号的产生时刻与所述第 1 采集部进行的所述第 1 模板数据的采集时错开的方式，进行所述第 2 模板数据的采集；

所述校正部，生成基于所述第 1 模板数据的相位图像和基于所述第 2 模板数据的相位图像的差分图像作为磁场校正映射图，基于所述磁场校正映射图进行所述磁场校正。

9. 如权利要求 4 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述第 2 采集部，以使与相位编码阶跃为零相对应的所述回波信号的产生时刻与所述第 1 采集部进行的所述第 1 模板数据的采集时错开的方式，进行所述第 2 模板数据的采集。

10. 如权利要求 9 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述校正部生成与所述第 1 模板数据和所述第 2 模板数据的相位差相当的磁场校正映射图，基于所述磁场校正映射图进行所述磁场校正。

11. 如权利要求 10 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述校正部生成基于所述第 1 模板数据的相位图像和基于所述第 2 模板数据的相位图像的差分图像作为所述磁场校正映射图。

12. 如权利要求 2 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述校正部构成为，进行用于使所述静磁场均匀化的磁场校正，此后，进行所述相位误差的校正。

13. 如权利要求 1 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述第 2 采集部，以使与相位编码阶跃为零相对应的所述回波信号发生时的所述读取方向梯度磁场的极性与所述第 1 采集部进行的所述第 1 模板数据的采集时相反的方式，进行所述第 2 模板数据的采集。

14. 如权利要求 2 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述第 2 采集部，以使与相位编码阶跃为零相对应的所述回波信号的产生时刻与所述第 1 采集部进行的所述第 1 模板数据的采集时错开的方式，进行所述第 2 模板数据的采集。

15. 如权利要求 1 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

还具有第 3 采集部，该第 3 采集部在所述第 2 模板数据的采集后通过执行所述 EPI 的回波信号采集序列，从而将所产生的多个所述回波信号作为第 3 模板数据进行采集，该第 3 采集部所执行的所述 EPI 的回波信号采集序列包含所述相位编码方向梯度磁场的施加，并且所述读取方向梯度磁场的施加开始时刻与所述第 1 模板数据的采集时相错开；

所述第 2 采集部，以使与相位编码阶跃为零相对应的所述回波信号发生时的所述读取方向梯度磁场的极性与所述第 1 采集部进行的所述第 1 模板数据的采集时相反的方式，进行所述第 2 模板数据的采集；

所述第 3 采集部，以使与相位编码阶跃为零相对应的所述回波信号的产生时刻与所述第 1 采集部进行的所述第 1 模板数据的采集时错开的方式，进行所述第 3 模板数据的采集；

所述校正部，用所述第 1 及第 2 模板数据进行所述相位误差的校正，用所述第 1 及第 3 模板数据进行用于使所述静磁场均匀化的磁场校正。

16. 如权利要求 15 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述摄像数据采集部在所述第 1 及第 3 模板数据的采集后，通过执行所述 EPI 的回波信号序列，来采集来自所述受检体的多个所述回波信号；

所述校正部在所述摄像数据采集部进行的多个所述回波信号的采集之前进行所述磁场校正，并且，在从由所述摄像数据采集部采集的多个所述回波信号重建所述图像数据时进行所述相位误差的校正。

17. 如权利要求 16 所记载的磁共振成像装置，其特征在于：

所述第 1、第 2、第 3 采集部针对与成为所述摄像数据采集部进行的多个所述回波信号的采集对象的摄像区域相同的区域，分别执行所述 EPI 的回波信号采集序列，籍此从所述相同的区域采集所述第 1、第 2、第 3 模板数据；

所述校正部根据基于所述第 1 模板数据的相位图像和基于所述第 3 模板数据的相位图像的差分图像进行所述磁场校正，针对从所述第 1 及第 2 模板数据得到的各 k 空间数据，分别计算出基于对虚数数据的中心线进行了 1 维傅立叶逆变换后的数据的频率积分值与对实数数据的中心线进行了 1 维傅立叶逆变换后的数据的频率积分值之比的值的反正切，基于所述反正切进行所述相位误差的校正。

18. 一种磁共振成像方法，所述磁共振成像方法包含 EPI，即平面回波成像，所述 EPI 向静磁场内的受检体发射用于引发核磁共振的激励脉冲，对反复进行读取方向梯度磁场的极性翻转所产生的多个回波信号进行采集，基于多个所述回波信号重建所述受检体的图像数据，其特征在于，具有：

通过执行包含相位编码方向梯度磁场的施加的所述 EPI 的回波信号采集序列作为预扫描，从而将所产生的多个所述回波信号作为第 1 模板数据进行采集的步骤；

在所述第 1 模板数据的采集后，通过执行所述 EPI 的回波信号采集序列作为预扫描，来将所产生的多个所述回波信号作为第 2 模板数据进行采集的步骤，该步骤所执行的所述 EPI 的回波信号采集序列包含所述相位编码方向梯度磁场的施加，并且所述读取方向梯度磁场的施加开始时刻与所述第 1 模板数据的采集时相错开；

在所述第 1 及第 2 模板数据的采集后，通过执行所述 EPI 的回波信号序列作为主扫描，从而采集来自所述受检体的多个所述回波信号的步骤；以及

在从由所述摄像数据采集部作为所述主扫描所采集的多个所述回波信号重建所述图像数据时，用所述第 1 及第 2 模板数据，进行包含在多个所述回波信号中的相位误差的校正的步骤。

磁共振成像装置及磁共振成像方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及磁共振成像装置及磁共振成像方法。

背景技术

[0002] MRI 是以拉莫尔频率的 RF 脉冲对置于静磁场中的受检体的原子核自旋进行磁激励，从伴随该激励而产生的 MR 信号重建图像的摄像法。再者，上述 MRI 是磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging) 的意思，RF 脉冲是高频脉冲 (radio frequency pulse) 的意思，MR 信号是核磁共振信号 (nuclear magnetic resonance signal) 的意思。

[0003] 在 MRI 中，有一种被称为 EPI(echo planar imaging :回波平面成像) 的摄像法。EPI 是高速摄像法的一种，它是针对 1 次的核磁激励使梯度磁场 (倾斜磁場) 高速连续翻转 (反転)，连续生成回波而采集 MR 信号的方法。

[0004] 具体而言，在 EPI 中，在施加激励脉冲后、xy 平面内的磁化经过横向弛豫 (T2 弛豫) 过程衰减而丧失之前，利用相位编码的阶跃 (ステップ) 发生连续的梯度回波 (グラジエントエコー)，采集重建图像所必需的所有数据。

[0005] EPI 中，有采集在激励脉冲以及重聚脉冲之后产生的自旋回波信号的利用了自旋回波法 (SE :spin echo) 的 SE EPI、采集发生在施加激励脉冲之后产生的回波信号的利用了场回波法 (FE :field echo) 的 FE EPI、利用了 FFE(Fast FE) 法的 FFE EPI。

[0006] 此外，把经多次施加激励脉冲而得到的回波链的数据合并而生成 1 份图像数据的 EPI 被称为多次激发 (シヨット)EPI，而仅以 1 次施加的激励脉冲重建图像的 EPI 被称为单次激发 EPI。

[0007] 由于在 EPI 序列中一边使梯度磁场高速翻转一边摄像，所以导致了在所采集的回波数据中含有相位误差。从而在基于这样的回波数据重建的图像中发生畸变。EPI 中的相位误差的主要原因可以考虑为静磁场不均匀性和因梯度磁场的切换 (スイッチング) 而产生的涡流磁场这两个原因 (参照，例如，非专利文献 1 及非专利文献 2)。

[0008] 上述由于静磁场不均匀性引起的相位误差因摄像对象的信号强度分布和摄像区域内的静磁场不均匀性的空间分布而异。另一方面，上述由于涡流磁场引起的相位误差主要在实际空间的引出 (リードアウト) 方向上具有 1 次梯度，由于回波数据采集中的引出方向梯度磁场的极性，其相位梯度的方向发生翻转。

[0009] 作为减少由于静磁场不均匀性引起的相位误差的现有技术，有专利文献 1 中所记载的静磁场不均匀性的校正方法等。

[0010] 另一方面，作为减少由于静磁场不均匀性以外的原因引起的相位误差的方法，专利文献 2 中所记载的技术为已知。

[0011] 具体而言，在专利文献 2 中，在正式摄像前采集使引出方向梯度磁场的极性翻转后的 2 次模板激发 (テンプレートショット)A、B 的回波数据。并且，由于通过模板激发 A、B 分别采集的一对回波数据具有相同的回波时间，所以静磁场不均匀性引起的相位错开的值相等，基于这一点，消除了由于静磁场不均匀性引起的相位误差成分。由此，仅抽取静

磁场不均匀性以外的原因引起的相位误差成分，以此作为相位校正数据。

[0012] （专利文献）

[0013] 专利文献 1：日本特开 2006-255046 号公报

[0014] 专利文献 2：日本特开平 9-276243 号公报

[0015] （非专利文献）

[0016] 非专利文献 1：Self-Correcting EPI Reconstruction Algorithm；A.Jesmanowicz.et.al.；Proceedings of SMR，No.619，1995

[0017] 非专利文献 2：Phase Correction for EPI Using Internal Reference Line；

[0018] A.Jesmanowicz.et.al.；Proceedings of SMR，No.1239，1995

发明内容

[0019] 对回波数据所包含的相位误差中起因于静磁场不均匀性的相位误差和由其他原因引起的相位误差进行校正的方法如上所述有多种多样。虽然利用现有技术的 EPI 在实用上已经得到了十分良好的图像，但是还是希望起因于相位误差的图像畸变尽可能地小。

[0020] 本发明所要解决的问题是，提供用于进一步减少起因于 EPI 中的相位误差的图像畸变的、与现有技术不同的技术。

[0021] 在一个实施方式中，MRI 装置能够执行 EPI，即：向静磁场内的受检体发射用于引发核磁共振的激励脉冲，采集反复进行读取方向梯度磁场的极性翻转所产生的多个回波信号，基于多个所述回波信号重建图像数据，该 MRI 装置具有第 1 采集部、第 2 采集部和校正部。

[0022] 第 1 采集部通过执行包含相位编码方向梯度磁场的施加的 EPI 的回波信号采集序列，从而将所产生的多个回波信号作为第 1 模板数据进行采集。

[0023] 该第 2 采集部在第 1 模板数据的采集后，通过执行 EPI 的回波信号采集序列，将所产生的多个回波信号作为第 2 模板数据进行采集，其中，EPI 的回波信号采集序列包含相位编码方向梯度磁场的施加，并且读取方向梯度磁场的施加开始时刻与第 1 模板数据的采集时相错开。

[0024] 校正部，用所述第 1 及第 2 模板数据，至少进行包含在回波信号中的相位误差的校正。

[0025] 根据上述构成的 MRI 装置，利用与现有技术不同的技术，能够进一步减少起因于 EPI 中的相位误差的图像畸变。

[0026] 在一个实施方式中，MRI 方法为包括 EPI 的方法，具有以下的步骤。

[0027] 一个是通过执行包含相位编码方向梯度磁场的施加的 EPI 的回波信号采集序列，从而将所产生的多个回波信号作为第 1 模板数据进行采集的步骤。

[0028] 一个是在第 1 模板数据的采集后，通过执行 EPI 的回波信号采集序列，从而将所产生的多个回波信号作为第 2 模板数据进行采集的步骤，其中，EPI 的回波信号采集序列包含相位编码方向梯度磁场的施加，并且读取方向梯度磁场的施加开始时刻与第 1 模板数据的采集时相错开。

[0029] 一个是用第 1 及第 2 模板数据，至少进行包含在回波信号中的相位误差的校正的步骤。

[0030] 根据上述构成的 MRI 方法，利用与现有技术不同的技术，能够进一步减少起因于 EPI 中的相位误差的图像畸变。

附图说明

[0031] 图 1 是表示一个实施方式中的 MRI 装置的整体构成的框图。

[0032] 图 2 是图 1 所示计算机 58 的功能框图。

[0033] 图 3 是表示在第 1 实施方式中，作为自旋回波系单次激发 EPI 的主扫描、模板激发 1、2 的脉冲序列之一例的时间图。

[0034] 图 4 是表示相位编码及频率编码的矩阵元素数为 256×256 的场合，在 k 空间上的 MR 信号的排列顺序之一例的示意图。

[0035] 图 5 是表示从模板数据 1 得到的第 1 相位图像之一例的示意图。

[0036] 图 6 是表示从模板数据 2 得到的第 2 相位图像之一例的示意图。

[0037] 图 7 是表示用第 1 相位图像和第 2 相位图像，基于公式 (3) 得到的差分图像（磁场校正映射图）之一例的示意图。

[0038] 图 8 是不在主扫描之前进行利用磁场校正映射图的静磁场不均匀性的校正，对均匀的模型（ファントム）进行摄像而得到的图像之一例。

[0039] 图 9 是在主扫描之前进行利用磁场校正映射图的静磁场不均匀性的校正后，对与图 8 相同的模型进行摄像而得到的图像之一例。

[0040] 图 10 是通过抽取出图 8 中的 4 处畸变区域，表示不进行基于磁场校正映射图的校正的场合（图 8）与进行基于磁场校正映射图的校正的场合（图 9）之不同的示意图。

[0041] 图 11 是表示第 1 实施方式中的 MRI 装置的动作流程的流程图。

[0042] 图 12 是表示在第 2 实施方式中，作为自旋回波系单次激发 EPI 的主扫描、模板激发 1、2’的脉冲序列之一例的时间图。

[0043] 图 13 是表示第 2 实施方式中的 MRI 装置的动作流程的流程图。

[0044] 图 14 是表示在第 3 实施方式中，作为自旋回波系单次激发 EPI 的主扫描、模板激发 1、2’、3 的脉冲序列之一例的时间图。

[0045] 图 15 是表示第 3 实施方式中的 MRI 装置的动作流程的流程图。

[0046] 图 16 是表示作为 FID 型的单次激发 EPI 的主扫描、模板激发 1”、2”的脉冲序列之一例的时间图。

具体实施方式

[0047] 以下，基于附图说明 MRI 装置以及 MRI 方法的实施方式。再者，各图中，相同的要素赋予相同的附图标记，省略重复的说明。

[0048] （第 1 实施方式）

[0049] 图 1 是表示第 1 实施方式中的 MRI 装置 20 的整体构成的框图。如图 1 所示，MRI 装置 20 具有用于形成静磁场的筒状静磁场用磁铁 22、在静磁场用磁铁 22 的内侧同轴设置的筒状匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26、RF 线圈 28、控制装置 30 和载放受检体 P 的台板 32。

[0050] 在此作为一个例子，对装置坐标系的彼此垂直交叉的 X 轴、Y 轴、Z 轴以如下方式进行定义。首先，静磁场用磁铁 22 及匀场线圈 24 是以其轴向与铅垂方向垂直交叉的方式配

置的，将静磁场用磁铁 22 及匀场线圈 24 的轴向设为 Z 轴方向。此外，设铅垂方向为 Y 轴方向，台板 32 是以其顶板的载放用的面的法线方向成为 Y 轴方向的方式配置的。

[0051] 控制装置 30 具有静磁场电源 40、匀场线圈电源 42、梯度磁场电源 44、RF 发射器 46、RF 接收器 48、序列控制器 56 和计算机 58。

[0052] 梯度磁场电源 44 具有 X 轴梯度磁场电源 44x、Y 轴梯度磁场电源 44y 和 Z 轴梯度磁场电源 44z。此外，计算机 58 具有运算装置 60、输入装置 62、显示装置 64 和存储装置 66。

[0053] 静磁场用磁铁 22 与静磁场电源 40 连接，利用从静磁场电源 40 供给的电流在摄像空间中形成静磁场。

[0054] 上述所谓摄像空间是指，例如，放置受检体 P、被施加了静磁场的门架（ガントリ）内的空间。所谓门架，是以含有静磁场磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26 和 RF 线圈 28 的方式形成为例如圆筒状的构造体。门架及台板 32 以载有受检体 P 的台板 32 能够在门架内部移动的方式构成。再者，图 1 中由于烦杂，所以没有对门架自身进行图示，而是将门架内的静磁场磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26 和 FR 线圈 28 作为构成要素进行了图示。

[0055] 摄像区域是指，例如，生成“一个图像”或者“一套图像”用的 MR 信号的采集范围，是作为摄像空间的一部分被设定的区域。这里的所谓“一个图像”及“一套图像”既可以是二维图像，也可以是三维图像。这里的所谓“一套图像”是指，例如，像多薄片摄像等那样，在一个脉冲序列内“多个图像”的 MR 信号被一并采集场合的“多个图像”。摄像区域由，例如，装置坐标系限定为三维区域。这里作为一个例子，摄像区域如果是厚度较薄的区域则称之为薄片（スライス），如果是有一定程度的厚度的区域则称之为厚片（スラブ）。

[0056] 匀场线圈 24 与匀场线圈电源 42 连接，利用从匀场线圈电源 42 供给的电流使该静磁场均匀化。静磁场用磁铁 22 大多数场合用超导线圈构成，一般情况下在励磁时连接到静磁场电源 40 而被供给电流，一经励磁后则被置于非连接状态。再者，不设置静磁场电源 40，用永磁铁构成静磁场用磁铁 22 也是可以的。

[0057] 梯度磁场线圈 26 具有 X 轴梯度磁场线圈 26x、Y 轴梯度磁场线圈 26y 和 Z 轴梯度磁场线圈 26z，其在静磁场用磁铁 22 的内侧形成为筒状。X 轴梯度磁场线圈 26x、Y 轴梯度磁场线圈 26y 和 Z 轴梯度磁场线圈 26z 分别与 X 轴梯度磁场电源 44x、Y 轴梯度磁场电源 44y 和 Z 轴梯度磁场电源 44z 连接。

[0058] 利用分别从 X 轴梯度磁场电源 44x、Y 轴梯度磁场电源 44y 和 Z 轴梯度磁场电源 44z 供给到 X 轴梯度磁场线圈 26x、Y 轴梯度磁场线圈 26y 和 Z 轴梯度磁场线圈 26z 的电流，在摄像区域中分别形成 X 轴方向梯度磁场 Gx、Y 轴方向梯度磁场 Gy 和 Z 轴方向梯度磁场 Gz。

[0059] 即，将装置坐标系的 X、Y、Z 轴方向的梯度磁场 Gx、Gy、Gz 进行合成，能够任意设定作为理论轴的薄片选择方向梯度磁场 Gss、相位编码方向梯度磁场 Gpe 以及读取方向（频率编码方向）梯度磁场 Gro。薄片选择方向、相位编码方向以及读取方向的各梯度磁场 Gss、Gpe、Gro 与静磁场重叠。

[0060] RF 发射器 46 基于从序列控制器 56 输入的控制信息，生成用于引发核磁共振的拉莫尔频率的 RF 脉冲（RF 电流脉冲），将该 RF 脉冲发射到发射用的 RF 线圈 28。RF 线圈 28 有内置于门架的发射、接收 RF 脉冲的用的全身用线圈和设在台板 32 或受检体 P 附近的接收 RF 脉冲用的局部线圈等。

[0061] 发射用的 RF 线圈 28 从 RF 发射器 46 接收 RF 脉冲后将其发射到受检体 P。接收用

的 RF 线圈 28 接收因受检体 P 内部的原子核自旋受到 RF 脉冲激励而产生的 MR 信号（高频信号），该 MR 信号由 RF 接收器 48 进行检测。

[0062] RF 接收器 48 在对所检测到的 MR 信号进行了前置增幅、中间频率变换、相位检波、低频增幅、过滤等各种信号处理之后，通过进行 A/D（模拟 (analog)- 数字 (digital)）变换，生成数字化的复变数据的原始数据 (raw data)。RF 接收器 48 将所生成的 MR 信号的原始数据输入到序列控制器 56。

[0063] 运算装置 60 是进行 MRI 装置 20 整体系统控制的装置。

[0064] 序列控制器 56 根据运算装置 60 的指令存储为驱动梯度磁场电源 44、RF 发射器 46 及 RF 接收器 48 所必需的控制信息。这里的所谓控制信息，是记述了，例如，应该施加在梯度磁场电源 44 上的脉冲电流的强度、施加时间、施加时刻等动作控制信息的序列信息。

[0065] 序列控制器 56 根据所存储的规定序列对梯度磁场电源 44、RF 发射器 46 及 RF 接收器 48 进行驱动，由此发生 X 轴梯度磁场 Gx、Y 轴梯度磁场 Gy、Z 轴梯度磁场 Gz 以及 RF 脉冲。此外，序列控制器 56 接收从 RF 接收器 48 输入的 MR 信号的原始数据 (raw data) 并将其输入到运算装置 60。

[0066] 图 2 是图 1 所示计算机 58 的功能模块图。计算机的运算装置 60 具有 MPU(Micro Processor Unit)86、系统总线 88、图像重建部 90、图像数据库 94、图像处理部 96、显示控制部 98 和校正部 100。

[0067] MPU86 在摄像条件的设定、摄像动作以及摄像后的图像显示中，通过系统总线 88 等的配线进行 MRI 装置 20 整体的系统控制。

[0068] 所谓“摄像条件”，是指，例如，由自旋回波或 EPI 等中的哪一种脉冲序列，在什么样的条件下发射 RF 信号等，在什么样的条件下从受检体采集 MR 信号的意思。

[0069] 作为“摄像条件”的各个项目，可以列举出，例如，作为摄像空间内的位置性信息的摄像区域、翻转角、重复时间 (TR :Repetition Time)、薄片数、相位编码方向以及频率编码方向的阶跃数、EPI 或自旋回波法等的脉冲序列的种类等。

[0070] 此外，MPU86 也发挥着作为摄像条件设定部的功能，基于来自输入装置 62 的指令信息设定包含脉冲序列在内的摄像条件，并将所设定的摄像条件输入到序列控制器 56。因此，MPU86 对显示控制部 98 进行控制，使摄像条件的设定用画面信息显示在显示装置 64 中。

[0071] 输入装置 62 向用户提供设定摄像条件和图像处理条件的功能。

[0072] 图像重建部 90 内部具有 k 空间数据库 92。图像重建部 90 将从序列控制器 56 输入的 MR 信号的原始数据作为 k 空间数据配置在 k 空间数据库 92 中形成的 k 空间里。图像重建部 90 对 k 空间数据施以图像重建处理，生成受检体 P 的各薄片的图像数据，并将所生成的图像数据保存在图像数据库 94 中。

[0073] 图像处理部 96 从图像数据库 94 获取图像数据，并对其施以规定的图像处理，将图像处理后的图像数据作为显示用图像数据存储在存储装置 66 中。

[0074] 存储装置 66 使上述显示用图像数据的生成所使用的摄像条件和受检体 P 的信息（患者信息）等作为附带信息附属于该显示用图像数据进行存储。

[0075] 显示控制部 98 根据 MPU86 的控制，将摄像条件的设定用画面和摄像生成的图像数据所表示的图像显示在显示装置 64 上。

[0076] 校正部 100 基于在作为目的图像用 MR 信号采集（主扫描）之前作为预扫描进行

的模板激发 1、2 的采集数据，进行以下二项工作。

[0077] 第 1、校正部 100 生成用于对静磁场的不均匀性进行校正（均匀化）的磁场校正映射图。

[0078] 第 2、校正部 100 生成从通过主扫描采集的 MR 信号重建图像数据时用于消除 MR 信号中所含有的相位误差的影响的相位校正数据。以下将就这二项工作的详细情况进行说明。

[0079] 图 3 是表示主扫描及模板激发 1、2 的各脉冲序列之一例的时间图。图 3 的上段、中段和下段分别表示主扫描 (MAIN SCAN)、模板激发 1(TEMPLATE SHOT 1) 和模板激发 2(TEMPLATE SHOT 2) 的各脉冲序列，各横轴表示经过时间 t。在图 3 的上段、中段和下段中，RF 表示 RF 脉冲，Gss 表示薄片选择方向的梯度磁场，Gpe 表示相位编码方向梯度磁场，Gro 表示读取方向梯度磁场，Signal 表示回波 (MR 信号）。再者，作为本实施方式的特征之一举出的是在模板激发 1、2 中施加有相位编码方向梯度磁场 Gpe 这一点。

[0080] 在图 3 的主扫描中作为一个例子表示了自旋回波系的单次激发 EPI。即，在施加了翻转角为 90° 的激励脉冲 (RF 脉冲）后，在经过了有效编码时间的大约一半的时刻施加 180° 的激励脉冲，采集 MR 信号。这里作为一个例子，模板激发 1 用与主扫描相同的脉冲序列。

[0081] 模板激发 1、2 在脉冲序列上的不同之处仅为下面的 2 点。

[0082] 作为第 1 个不同点，在模板激发 2 中，使相位编码阶跃脉冲的“施加开始时刻”以及读取方向梯度磁场 Gro 的施加开始时刻比模板激发 1 延迟回波间隔 2 倍的时间差。

[0083] 这里的所谓“施加开始时刻”，是指以，例如，180° RF 脉冲的施加开始时刻为基准的时刻。再者，这里作为一个例子，关于主扫描以及各模板激发 1、2、90° 脉冲、180° 脉冲的施加开始时刻是共通的（下文中的第 2 实施方式的模板激发 2’、第 3 实施方式的模板激发 3 亦同）。

[0084] 此外，上述所谓“回波间隔”，是指从读取方向梯度磁场 Gro 的极性翻转开始到再次翻转为止的时间范围，以下记为“Gro 翻转间隔”。由此，模板激发 2 中的、以施加 90° 激励脉冲时为基准的回波 (MR 信号）的发生开始时刻，比模板激发 1 的场合延迟 Gro 翻转间隔 2 倍的时间差。

[0085] 此外，上述所谓“相位编码阶跃脉冲”是在图 3 的相位编码方向梯度磁场 Gpe 的例子中，除了最初被施加了的预脉冲之外的其它的相位编码方向梯度磁场脉冲，其以 Gro 翻转间隔施加。预脉冲是在图 3 中横轴（时间轴）下侧以梯形形状表示的部分。关于相位编码方向梯度磁场 Gpe，只有最初施加的预脉冲与其它的不同，第 2 个以后以规定的时间间隔施加的相位编码阶跃脉冲是彼此相同的。

[0086] 通过使这些相位编码阶跃脉冲与读取方向梯度磁场的翻转同步施加，相位编码方向的位置性信息被赋予了伴随梯度磁场的翻转连续产生的各 MR 信号中。

[0087] 作为第 2 个不同点，相位编码方向梯度磁场 Gpe 的预脉冲的施加强度的时间积分值的绝对值在模板激发 1、2 中不同（二者的施加时间相同）。

[0088] 具体而言，k 空间数据的中心线上排列有在相位编码阶跃为零的时刻接收的 MR 信号。所谓相位编码阶跃为零是指在单次激发的 EPI 场合，以规定间隔依次施加的相位编码阶跃脉冲的总计面积等于相位编码方向梯度磁场 Gpe 的预脉冲的面积的时刻。这里的所谓

面积是指信号强度的时间积分值的绝对值。此外，这里的所谓相位编码阶跃为零，与利用通常的自旋回波法变换相位编码阶跃每次采集 MR 信号的场合，不施加相位编码方向梯度磁场 Gpe 进行采集的阶跃相对应。

[0089] 在模板激发 1 中，以下的 2 个时刻被定为相同时刻。其中一方是，由于根据自旋回波法施加 90° 及 180° RF 脉冲，选择薄片中的所有氢原子核的自旋相位（各自旋的横磁化矢量的方向）一致，MR 信号强度应当成为最大的时刻。该时刻作为有效回波时间 (EFFECTIVE ECHO TIME) 在图 3 中以纵向的虚线表示。另外一方是，信号强度由于相位编码方向梯度磁场而应当成为最大的时刻，即，相位编码阶跃为零的时刻。

[0090] 即，在模板激发 1 中，在相位编码方向梯度磁场 Gpe 中，最初的预脉冲的面积等于紧接其后的 5 个相位编码阶跃脉冲的总计面积。在这种场合，在图 3 中以虚线所示的有效回波时间里，信号强度最大的 MR 信号被采集，该数据被配置在 k 空间的中心线上。

[0091] 另一方面，在模板激发 2 的相位编码方向梯度磁场 Gpe 中，最初的预脉冲的面积等于紧接其后的 4 个相位编码阶跃脉冲的总计面积。还有，在模板激发 2 中，MR 信号的产生开始时间也比模板激发 1 延迟使读取方向梯度磁场的施加开始时刻延迟的部分——延迟 2 个回波的量。因此，在模板激发 2 中，紧跟在施加（从时间上早的一方算起）第 4 个相位编码阶跃脉冲后面采集的 MR 信号，与相位编码阶跃为零相当，被配置在 k 空间的中心线上（该 MR 信号成为最大强度。）

[0092] 即，在模板激发 2 中，k 空间中心线的 MR 信号（相位编码阶跃为零时刻的采集信号）与模板激发 1 相比，采集时刻延迟 1 个回波的量。为此，从模板激发 2 得到的相位图像与从模板激发 1 得到的相位图像相比，由于静磁场的不均匀性等原因，相位提前了。

[0093] 因此，通过利用上述模板激发 1、2 的采集数据的差分，能够生成用于校正相位误差的相位校正数据以及磁场校正映像图。

[0094] 这样，作为第 1 实施方式的原理，可以说有以下的 2 个条件。

[0095] 作为第 1 个条件，出于生成磁场校正映射图的观点，在模板激发 1、2 中，最好使与相位编码阶跃为零相对应的 MR 信号的产生时间错开（例如 Gro 翻转间隔的自然数倍）。这里的所谓“错开”，是指以，例如，在相位编码方向梯度磁场 Gpe 的预脉冲的施加开始时，或者 180° RF 脉冲的施加开始时为基准错开。

[0096] 作为第 2 个条件，出于生成相位校正数据的观点，使与相位编码阶跃为零的时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性，在模板激发 1、2 中彼此相反。这是因为，由于使在上述时刻的读取方向梯度磁场 Gro 极性翻转后的 2 个模板激发的数据差分，静磁场的不均匀性所引起的相位误差成分被消除，能够仅抽取出相位误差成分。

[0097] 因此，在不生成磁场校正映射图而生成相位校正数据的场合，无需满足上述第 1 条件，使模板激发 1、2 中与相位编码阶跃为零对应的 MR 信号的产生时刻相同也是可以的（参照下文的第 2 实施方式及图 12）。

[0098] 同样，在不考虑生成相位校正数据而仅着眼于生成磁场校正映射图的场合，不必满足上述第 2 条件。即，相位编码阶跃为零的时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性在 2 个模板激发中相同也是可以的。这一点将以下文的第 3 实施方式的模板激发 1、3 和图 4 进行说明。

[0099] 在第 1 实施方式中，为了生成磁场校正映射图及相位校正数据，模板激发 1、2 满足

上述第 1 及第 2 条件。

[0100] 具体而言，在图 3 的模板激发 1 的例子中，以虚线表示的有效回波时间中，相位编码阶跃变为零，这一时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性为负。

[0101] 另一方面，在模板激发 2 中，在仅比模板激发 1 的场合延迟了 Gro 翻转间隔（仅 1 个回波的量）的时刻，相位编码阶跃变为零，这一时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性为正。

[0102] 此外，虽然在图 3 的例子中在模板激发 1、2 间错开的 MR 信号的产生开始时刻，以 Gro 翻转间隔为基准，设成了它的 2 倍，但是使其以其它的自然数倍的时间差延迟也是可以的。这可以通过将相位编码阶跃脉冲以及读取方向梯度磁场 Gro 的施加开始时刻适宜地错开来实现。

[0103] 在本实施方式中，用上述模板激发 1、2 的采集数据生成磁场校正映像图以及相位校正数据，先就相位校正数据的生成方法进行说明。

[0104] 首先，进行从通过模板激发 1 采集的各 MR 信号（以下称为模板数据 1）减去输送频率的余弦函数等处理，得到 k 空间数据的实数部分。此外，进行从模板数据 1 减去输送频率的正弦函数等处理，得到 k 空间数据的虚数部分。以下，就 k 空间数据的制作方法之一例用图 4 进行具体说明。

[0105] 图 4 是表示相位编码及频率编码的矩阵元素数为 256×256 的场合，k 空间中的 MR 信号的排列顺序之一例的示意图。图 4 中，TR 为重复时间 (Repetition Time)，横向的 Ts 为采样时间 (Sampling Time)，纵向为相位编码阶跃 (Phase Encode Step)。

[0106] 通常的自旋回波法那样的脉冲序列，是使相位编码变换 256 次，从所采集的 256 行的 MR 信号分别减去输送频率的余弦函数或正弦函数。将进行了该处理后的 256 个 MR 信号，按照图 4 那样的相位编码阶跃顺序，自下而上排列为 -127、-126、.....-1、0、1、.....127、128。由此得到由 256×256 的矩阵元素构成的矩阵数据，即 k 空间数据的实数部分或虚数部分。

[0107] 另一方面，像本实施方式这样的单次激发的 EPI，如果在相位编码阶跃为零的时刻之前只能采集 4 行份的 MR 信号，则采集数为 (256/2)+4 ＝ 132 行。在这种场合，没被采集的 124 行在 k 空间上例如作为数据填上零。

[0108] 在模板激发 1 的场合，在相位编码阶跃为 -127 ～ -6 的各行中，作为 MR 信号的数据，填上例如零（参照图 4）。并且，通过模板激发 1 采集的 MR 信号，如图 3 所示，相位编码阶跃成为按照时间顺序的 -5、-4、-3、-2、-1、0、1、.....127、128 的顺序。即，在模板激发 1 中，在最早时间被采集的 MR 信号在 k 空间中被配置在相位编码阶跃为 -5 的行上。此外，在模板激发 1 中，早在第 6 时间被采集的 MR 信号在 k 空间中被配置在相位编码阶跃为零的行 (k 空间的中心线）上。

[0109] 这里，在图 4 的横向，例如，把各 MR 信号的采样时间 Ts 以 256 按相等间隔分割成 ΔTs，把在每个 ΔTs 的 MR 信号的强度作为矩阵值。由此，分别关于实数和虚数求 256 行 256 列的矩阵数据，以此作为 k 空间数据。

[0110] 接下来，通过对从模板激发 1 得到的 k 空间数据的实数部分的中心线的数据施以 1 维傅立叶逆变换，从而得到以横轴为频率、以纵轴为光谱强度的数据。接下来，使该 1 维傅立叶逆变换后的数据从 -∞ 变成 +∞（单位为赫兹或弧度）为止，将频率积分值作为 Real1。

[0111] 同样，对从模板激发 1 得到的 k 空间数据的虚数部分的中心线的数据进行 1 维傅立叶逆变换后，从 - ∞到 + ∞为止，将频率积分值作为 Imag1。接下来，由利用了反正切 (arctangent) 的如下公式，计算出模板激发 1 的相位角度 Ph1。

[0112] $Ph1 = \arctan(Imag1/Real1)$ .....(1)

[0113] 同样，进行从通过模板激发 2 采集的各 MR 信号 (以下称为模板数据 2) 减去输送频率的余弦函数或正弦函数等处理，分别获得 k 空间数据的实数部分及虚数部分。接下来，对从模板激发 2 得到的 k 空间数据的实数部分的中心线的数据进行 1 维傅立叶逆变换后，从 - ∞到 + ∞为止，将频率积分值作为 Real2。

[0114] 同样，对从模板激发 2 得到的 k 空间数据的虚数部分的中心线的数据进行 1 维傅立叶逆变换后，从 - ∞到 + ∞为止，将频率积分值作为 Imag2。然后，由如下公式 (2)，计算出模板激发 2 的相位角度 Ph2。

[0115] $Ph2 = \arctan(Imag2/Real2)$ .....(2)

[0116] 在以上述相位角度 Ph1、Ph2 为相位校正数据从通过主扫描采集的 MR 信号重建图像数据时，基于相位校正数据进行相位校正。

[0117] 接下来，就磁场校正映射图的生成方法，以相位编码阶跃数以及频率编码数均为 256 的情况为例进行说明。不过，相位编码阶跃数以及频率编码阶跃数为 256 以外的数字也是可以的。

[0118] 首先，作为第 1 相位图像，用从模板数据 1 得到的 k 空间数据的实数部分以及虚数部分生成纵横像素数为 256×256 的相位图像。具体而言，通过 k 空间数据的实数部分 256×256 的各矩阵元素和 k 空间数据虚数部分 256×256 的各矩阵元素，基于相同位置上的元素之比，计算出反正切。

[0119] 例如，设 k 空间数据实数部分第 1 行第 1 列的矩阵元素的值为 a，设 k 空间数据的虚数部分的第 1 行第 1 列的矩阵元素的值为 b。

[0120] 然后，计算出用 $\theta = \arctan(b/a)$ 给出的角度 θ，以此作为第 1 相位图像中第 1 行第 1 列的矩阵元素值。在以同样方法计算出所有 256×256 的矩阵元素值后，通过对所计算出的矩阵元素值的数据施以 2 维傅立叶变换，得到像素数为 256×256 的第 1 相位图像。

[0121] 而且，模板数据 2 的相位图像 2 也用同样方法生成，以此作为第 2 相位图像。

[0122] 接下来，(用处于相同位置的像素彼此) 计算出第 1 相位图像的各像素值与第 2 相位图像的各像素值的差分后，乘以规定的系数生成差分图像 (像素数 256×256)。具体而言，例如，设第 1 相位图像的第 1 行第 1 列的像素值为 θ1，设第 2 相位图像的第 1 行第 1 列的像素值为 θ2。然后，设用以下的公式 (3) 给出的 θsub 为差分图像的第 1 行第 1 列的像素值。

[0123] $\theta sub = \gamma \times (\theta 1 - \theta 2)/DT$ .....(3)

[0124] 公式 (3) 中，γ 为氢原子的回转磁比率 (42.6MHz)，DT 为在模板激发 1、2 中错开了的数据采集开始时间的时间差 (秒)。

[0125] 在图 3 的例子中，Gro 翻转间隔的 2 倍成为 DT。其它的像素也利用公式 (3) 同样地计算出像素值，藉此生成差分图像。将如此生成的第 1 相位图像与第 2 相位图像的差分图像作为磁场校正映射图。

[0126] 说的更详细一点，在图 3 的模板激发 1 中，以使基于自旋回波法的有效回波时间中

的MR信号数据被配置在k空间的中心线上的方式施加相位编码方向梯度磁场Gpe。基于自旋回波法的有效回波时间中的MR信号数据，由于施加了90°及180° RF脉冲，其选择薄片内的全氢原子核的自旋相位理想地相一致，只要将其配置在k空间的中心，即可生成基本上对称的第1相位图像作为磁场映射图。

[0127] 另一方面，在模板激发2中，如前面所述，因自旋回波法的90°及180° RF脉冲的施加而使MR信号应当成为最大强度的时刻、与相位编码阶跃为零的时刻，错开一个Gro翻转间隔。

[0128] 为此，在模板激发2中，作为与相位的错开量相应地非对称的磁场映射图，生成第2相位图像。即，在模板激发2中，作为与第1模板激发1的场合相比磁场不均匀的磁场映射图，生成第2相位图像。因此，通过如上所述生成第1相位图像与第2相位图像的差分图像，能够将其作为磁场校正映射图有效地利用。

[0129] 图5是表示从模板数据1得到的第1相位图像之一例的示意图。图5中，为了简化，像素数粗取为20×20(下文的图6、图7亦同)。此外，图5中，像素值越为大的像素则越白(提高辉度等级)，像素值越为小的像素则越黑(下文的图6、图7、图8、图9亦同)。如图5所示，从模板激发1能够得到基本上对称的作为磁场映射图的第1相位图像。

[0130] 图6是表示从模板数据2得到的第2相位图像之一例的示意图。如图6所示，从模板激发2得到对称性比模板激发1的场合差的第2相位图像。

[0131] 图7是表示用第1相位图像和第2相位图像基于公式(3)得到的差分图像(磁场校正映射图)之一例的示意图。如图7所示，通过获取分别从模板激发1、2得到的相位图像的差分，作为像素值的高低的梯度(勾配)，相位差显现出来。

[0132] 图8表示不在主扫描之前进行利用磁场校正映射图的静磁场不均匀性的校正而对均匀的模型进行摄像而得到的图像之一例。

[0133] 图9表示在主扫描之前进行了利用磁场校正映射图的静磁场不均匀性的校正之后对与图8相同的模型进行摄像而得到的图像之一例。

[0134] 图10是用于说明不进行基于磁场校正映射图的校正的情况(图8)与进行的情况(图9)之不同的示意图。图10抽取出存在于图8的图像中的4处畸变区域，将其作为畸变区域122、124、126、128。

[0135] 不进行基于磁场校正映射图的校正的情况，如图8与图10的对比所示，出现了4处畸变区域122、124、126、128。进行基于磁场校正映射图的校正的场合，如图9所示，畸变区域122移动到了模型的左上侧外缘，畸变区域124移动到了模型的右上侧外缘，畸变区域126移动到了模型的右下侧外缘，畸变区域128移动到了模型的左下侧外缘。由此，畸变得到了大的改善，本来就应该均匀的模型被改善得比图8的场合均匀了。

[0136] 图11是表示第1实施方式中的MRI装置20的动作流程的流程图。以下，适宜地参照前述各图，按照图11所示步骤序号，说明MRI装置20的动作。

[0137] (步骤S1)MPU86(参照图2)基于通过输入装置62对MRI装置20输入的摄像条件，进行MRI装置20的初始设定。在该初始设定中，设定定位图像摄像时的FR脉冲的临时中心频率等。

[0138] (步骤S2)序列控制器56驱动未图示的台板控制系，以使受检体P的摄像部位位于成为摄像空间的门架内的磁场中心的方式移动台板32(参照图1)。摄像部位是指将头

部、胸部、腹部、腰部、腿部等受检体 P 的哪一部分作为摄像区域进行图像化的意思。

[0139] 接下来，MRI 装置 20 发射定位图像的数据采集用的 RF 脉冲等，MR 信号由 RF 接收器 48 进行检测。RF 接收器 48 对 MR 信号施以规定的信号处理，生成数字化的 MR 信号的原始数据，并将其输入到序列控制器 56。

[0140] 序列控制器 56 将 MR 信号的原始数据输入到图像重建部 90，图像重建部 90 对该原始数据施以规定的处理后生成定位图像的图像数据，并将其输入到图像数据库 94。

[0141] 图像处理部 96 对被输入的图像数据施以规定的图像处理，存储装置 66 存储图像处理后的定位图像的图像数据。此后，显示控制部 98 按照 MPU86 的指令使定位图像显示在显示装置 64 上，基于此设定感兴趣的区域等摄像条件。

[0142] （步骤 S3）MRI 装置 20 按照以下的 <1> ～ <4> 的流程，执行用于生成相位校正数据以及磁场校正数据的 2 个种类的模板激发作为预扫描，之后，执行作为目的的图像用的数据采集（主扫描）。

[0143] 再者，以下的模板激发 1、2 针对空间上彼此相同的区域，并且与主扫描的摄像区域相同的区域分别进行。

[0144] <1>MPU86，例如，把与基于到步骤 S2 为止被输入了的摄像条件所设定的主扫描的脉冲序列相同的脉冲序列设定为模板激发 1 的脉冲序列（参照图 3）。接下来，MPU86 将模板激发 1 的脉冲序列输入到序列控制器 56，指示采集开始。

[0145] 由此，MRI 装置 20 按照模板激发 1 的脉冲序列，发射数据采集用的 RF 脉冲等，由 RF 接收器 48 检测 MR 信号。

[0146] 序列控制器 56 将由 RF 接收器 48 检测并生成的 MR 信号的原始数据输入到图像重建部 90。

[0147] 图像重建部 90 在形成在 k 空间数据库 92 中的 k 空间里将该原始数据作为模板激发 1 的 k 空间数据进行配置。

[0148] <2>MPU86，把使相位编码阶跃脉冲以及读取方向梯度磁场 Gro 的施加开始时刻比模板激发 1 延迟了的序列设定为模板激发 2 的脉冲序列。此外，使相位编码阶跃为零的时刻的、模板激发 1、2 的各读取方向梯度磁场 Gro 的极性相反。关于模板激发 1、2 的区别的详细情况，由于已经用图 3 说明过了，所以略去说明。

[0149] 接下来，MPU86 将模板激发 2 的脉冲序列输入到序列控制器 56，指示采集开始。由此，与上述 <1> 同样，在形成在 k 空间数据库 92 中的 k 空间里配置模板激发 2 的 k 空间数据。

[0150] <3> 校正部 100 从图像重建部 90 的 k 空间数据库 92 分别获取模板激发 1、2 的 k 空间数据，生成第 1 相位图像，即，模板激发 1 的相位图像和第 2 相位图像，即，模板激发 2 的相位图像。

[0151] 接下来，校正部 100 用第 1 相位图像和第 2 相位图像，利用公式 (3) 生成差分图像，将该差分图像作为磁场校正映射图输入到 MPU86。第 1 及第 2 相位图像和差分图像的生成方法如上文所言相同。

[0152] <4> 在基于磁场校正映射图进行了以使静磁场均匀化为目的的校正（匀场）之后，按照所设定的摄像条件进行主扫描的 MR 信号采集。

[0153] 因此，MPU86 计算用于抵消磁场校正映射图所表示的磁场的不均匀性使静磁场均

匀化的补偿磁场。并且，MPU86 以使补偿磁场重叠在静磁场上进行施加的方式通过序列控制器 56 控制各部。再者，一般情况下，静磁场的不均匀成分中的 2 次以上的成分能够通过，例如，向匀场线圈 24 供给电流的调节来匀场。此外，静磁场的不均匀成分中的 1 次成分能够通过，例如，各向 X 轴、Y 轴、Z 轴梯度磁场线圈 26x、26y、26z 供给电流的调节来匀场。

[0154] 作为具体的动作，首先，利用被静磁场电源 40 励磁后的静磁场用磁铁 22，在摄像空间里形成静磁场。然后，当从输入装置 62 向 MPU86 输入摄像开始指令时，MPU86 把包括主扫描的脉冲序列等在内的摄像条件输入到序列控制器 56。

[0155] 序列控制器 56 按照所输入的脉冲序列驱动梯度磁场电源 44、RF 发射器 46 以及 RF 接收器 48，藉此在摄像区域中形成薄片选择方向梯度磁场 Gss、相位编码方向梯度磁场 Gpe 和读取方向梯度磁场 Gro，并且从 RF 线圈 28 发生 RF 信号。

[0156] 此时，在从梯度磁场电源 44 向 X 轴、Y 轴、Z 轴梯度磁场线圈 26x、26y、26z 的供给电流上叠加用于生成上述补偿磁场的量，相当于静磁场基本上被均匀化。

[0157] 然后，由受检体 P 内的核磁共振所产生的 MR 信号被 RF 线圈 28 接收而被接收器 48 检测。RF 接收器 48 对所检测到的 MR 信号进行上文所述的规定的信号处理，生成 MR 信号的原始数据，并将其输入到序列控制器 56。

[0158] 序列控制器 56 将原始数据输入到图像重建部 90，图像重建部 90 将原始数据作为 k 空间数据配置在 k 空间数据库中形成的 k 空间里。

[0159] MRI 装置 20 将以上 <1> ～ <4> 的处理作为 1 个薄片的数据采集，进行所有薄片的数据采集。

[0160] （步骤 S4）校正部 100 针对所有薄片分别计算出相位校正数据。校正部 100 将各个相位校正数据与成为各相位校正数据的计算对象的各薄片分别进行关联后输入到图像重建部 90。

[0161] 具体而言，校正部 100 在计算出对模板数据 1 的 k 空间实数部分以及虚数部分的各中心线进行 1 维傅立叶逆变换后的各数据的各频率积分值之后，如上文所述，用反正切计算出模板数据 1 的相位角度 Ph1。校正部 100 以同样的方法计算出模板数据 2 的相位角度 Ph2，并将相位角度 Ph1、Ph2 作为与该模板数据 1、2 相对应的薄片的相位校正数据。

[0162] （步骤 S5）图像重建部 90 从 k 空间数据库 92 读入 k 空间数据，对其施以包括傅立叶变换在内的图像重建处理，对各薄片的每个薄片重建图像数据。

[0163] 在该图像重建处理中，图像重建部 90 用针对每一个薄片个别计算出的相位校正数据一并进行消除包含在 MR 信号中的相位误差影响的校正。再者，到生成相位校正数据为止的处理与以往的不同，但是生成相位校正数据之后的相位误差的校正处理可以与现有技术相同（参照专利文献 2 等），故省略详细的说明。

[0164] 图像重建部 90 如上述那样生成所有薄片的图像数据，将这些图像数据保存在图像数据库 94 中。图像处理部 96 从图像数据库 94 读入图像数据，通过对其施以规定的图像处理生成 2 维的显示用图像数据，并将该显示用图像数据保存在存储装置 66 中。

[0165] （步骤 S6）显示控制部 98 按照 MPU86 的控制从存储装置 66 获取显示用图像数据，并使显示用图像数据所表示的图像显示在显示装置 64 中。以上是第 1 实施方式的 MRI 装置 20 的动作说明。

[0166] 这样，在第 1 实施方式中，在主扫描之前执行包括与各回波相对应的相位编码方

向梯度磁场的施加并且回波的发生开始时刻彼此错开了的模板激发 1、2，得到模板数据 1、2。

[0167] 并且，由于基于模板数据 1、2 生成磁场校正映射图和相位校正数据，所以能够一并进行主扫描中的使静磁场均匀化的校正和主扫描的 MR 信号采集后的相位误差校正。

[0168] 此时，先基于磁场校正映射图进行使静磁场均匀化的校正，在对主扫描的 MR 信号进行了采集后，再进行基于相位校正数据的相位误差校正。即，主扫描的 MR 信号是从施加了基于磁场校正映射图进行了良好的均匀化之后的静磁场的摄像区域采集的。因此，能够提高相位误差的校正精度。

[0169] 而且，由于基于从摄像薄片的同一断面采集的数据生成磁场校正数据而对各薄片中的每个薄片进行静磁场不均匀性的校正，所以静磁场的校正效果变高。

[0170] 因此，比起以往，能够减轻起因于 EPI 中的相位误差的图像畸变（参照图 8、图 9）。

[0171] 再者，对包含在各回波中的相位误差中起因于静磁场不均匀性的相位误差和其他原因引起的相位误差进行校正的方法多种多样，以往是分别单独进行的。

[0172] （第 2 实施方式）

[0173] 第 2 及第 3 实施方式的 MRI 装置，作为装置构成，与第 1 实施方式的 MRI 装置 20 相同。第 2 实施方式中，不进行基于磁场校正映射图的使静磁场均匀化的校正，只进行相位误差的校正。以下，以与第 1 实施方式的不同之处为中心，对第 2 实施方式进行说明。

[0174] 图 12 是表示第 2 实施方式中作为自旋回波系的单次激发 EPI 的主扫描、模板激发 1、2’的脉冲序列之一例的时间图。图 12 中，横轴等的格式与图 3 相同，图 12 的上段的主扫描以及中段的模板激发 1 分别与第 1 实施方式的主扫描以及模板激发 1 相同。

[0175] 图 12 中，只有下段的模板激发 2’(TEMPLATE SHOT 2’）与第 1 实施方式的模板激发 2 不同。

[0176] 例如，以相位编码梯度磁场 Gpe 的预脉冲的施加开始时为基准，在模板激发 2’中，对应于相位编码阶跃脉冲为零的 MR 信号的产生时刻与模板激发 1 相同。这是因为，为了生成磁场校正映射图，在模板激发 1、2 中使对应于相位编码阶跃脉冲为零的 MR 信号的产生时刻错开，而第 2 实施方式中不生成磁场校正映射图。

[0177] 在模板激发 2’中，相位编码梯度磁场 Gpe 的预脉冲的面积（强度的时间积分值的绝对值）等于最初的 4 个相位编码阶跃脉冲的总计面积。即，在模板激发 2’中，在时间上第 5 个被采集的 MR 信号与相位编码阶跃为零相对应，该 MR 信号的强度成为最大。

[0178] 这里，注意与相位编码阶跃为零相对应的 MR 信号的产生时刻（图 12 中以纵虚线表示的有效回波时间）。该时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性在模板激发 1 中为负，在模板激发 2’中为正。这是因为，为了得到相位校正数据，最好使相位编码阶跃为零时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性在模板激发 1、2’中彼此相反。

[0179] 通过使用以上的模板激发 1、2’，能够以与第 1 实施方式同样的原理生成相位校正数据。

[0180] 图 13 是表示第 2 实施方式中的 MRI 装置 20 的动作流程的流程图。以下，按照图 13 中所示步骤序号说明第 2 实施方式的 MRI 装置 20 的动作。

[0181] （步骤 S21）与第 1 实施方式的步骤 S1 同样，进行 MRI 装置 20 的初始设定。

[0182] （步骤 S22）与第 1 实施方式的步骤 S2 同样，生成定位图像的图像数据，将其在显

示装置 64 中进行图像显示，设定感兴趣的区域等摄像条件。

[0183] （步骤 S23）MRI 装置 20，按照以下的 <1> ～ <3> 的流程，执行用于生成相位校正数据的 2 个种类的模板激发作为预扫描，之后，执行主扫描。再者，模板激发 1、2’针对空间上彼此相同的区域，并且与主扫描的摄像区域相同的区域分别进行。

[0184] <1>MRI 装置 20，与第 1 实施方式的步骤 S3 的 <1> 同样，执行模板激发 1 的脉冲序列。由此，将模板激发 1 的 k 空间数据配置（存储）在 k 空间数据库 92 中形成的 k 空间里。

[0185] <2>MPU86，在设定了上文所述的模板激发 2’ 的脉冲序列后，将该脉冲序列输入到序列控制器 56，指示采集开始。由此，在 k 空间数据库 92 中形成的 k 空间里配置模板激发 2’ 的 k 空间数据。

[0186] <3> 不进行基于磁场校正映射图的静磁场均匀化的校正，根据所设定的摄像条件，进行主扫描的 MR 信号的采集。关于 MR 信号采集的具体动作，除了不使用磁场校正映射图之外，与第 1 实施方式的步骤 S3 的 <4> 是同样的。

[0187] MRI 装置 20 将以上 <1> ～ <3> 的处理作为一个薄片的数据采集进行所有薄片的数据采集。

[0188] （步骤 S24）校正部 100 通过使用模板激发 1、2’的 k 空间数据，与第 1 实施方式的步骤 S4 同样，针对所有薄片分别计算出相位校正数据。校正部 100 将计算出的各相位校正数据与计算对象的各薄片进行关联后输入到图像重建部 90。

[0189] （步骤 S25）与第 1 实施方式的步骤 S5 同样，图像重建部 90 一边基于各薄片的每一个的相位校正数据对包含在 MR 信号中的相位误差进行校正，一边重建各薄片的图像数据。此后，与第 1 实施方式的步骤 S5 同样，生成显示用图像数据，并将其保存在存储装置 66 中。

[0190] （步骤 S26）与第 1 实施方式的步骤 S6 同样，进行显示用图像数据的图像显示。以上是对第 2 实施方式的 MRI 装置 20 的动作说明。

[0191] 这样，在第 2 实施方式中，也能够以与第 1 实施方式同样的原理减少 EPI 中的相位误差。再者，在现有技术中，使相位误差减少的模板激发中没有施加相位编码方向梯度磁场 Gpe。

[0192] （第 3 实施方式）

[0193] 第 3 实施方式中，与第 1 实施方式同样，进行基于磁场校正映射图的使静磁场均匀化的校正和相位误差的校正。在第 3 实施方式中，进行 3 个模板激发。以下，以与第 1 实施方式的不同之处为中心，对第 3 实施方式进行说明。

[0194] 图 14 是表示第 3 实施方式中作为自旋回波系的单次激发 EPI 的模板激发 1、2’、3 的脉冲序列之一例的时间图。在图 14 中，横轴等的格式与图 3 相同。

[0195] 第 3 实施方式的主扫描的脉冲序列由于与第 1 实施方式的主扫描以及第 3 实施方式的模板激发 1 相同，所以没有进行图示。

[0196] 图 14 的上段中表示的模板激发 1（TEMPLATE SHOT 1）与第 1 实施方式的模板激发 1 相同。

[0197] 图 14 的中段中表示的模板激发 2’（TEMPLATE SHOT 2’）与第 2 实施方式的模板激发 2’相同。在第 3 实施方式中，通过使用模板激发 1、2’，与第 2 实施方式同样，生成相位校正数据，进行相位误差的校正。

[0198] 图 14 的下段中表示的模板激发 3(TEMPLATE SHOT 3) 是用来生成磁场校正映射图的。在第 3 实施方式中，通过使用模板激发 1、3，与第 1 实施方式同样，生成磁场校正映射图，进行静磁场均匀性的校正。为了生成磁场校正映射图，最好使模板激发 1、3 中与相位编码阶跃为零相对应的 MR 信号的产生时刻错开。

[0199] 因此，在模板激发 3 中，与相位编码阶跃为零相对应的 MR 信号的产生时刻比模板激发 1 延迟 Gro 翻转间隔的 1 倍。这里的所谓“延迟”是指，例如，以相位编码方向梯度磁场 Gpe 的预脉冲的施加开始时为基准。

[0200] 在模板激发 3 中，相位编码梯度磁场 Gpe 的预脉冲的面积（强度的时间积分值的绝对值）等于最初的 5 个相位编码阶跃脉冲的总计面积。即，在模板激发 3 中，按时间在第 6 个被采集的 MR 信号与相位编码阶跃为零相对应地被配置在 k 空间的中心线上，该 MR 信号的强度变为最大。

[0201] 这里，注意与相位编码阶跃为零相对应的 MR 信号的产生时刻。该时刻在模板激发 1 中与图 14 的以纵向的虚线表示的有效回波时间 (EFFECTIVE ECHO TIME) 相对应，在模板激发 3 中，比模板激发 1 延迟一个回波的量。

[0202] 这样做的话，与相位编码阶跃为零相对应的 MR 信号发生时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性，在模板激发 1、3 双方中为负（参照图 14）。即，在第 1 实施方式中，模板激发 2 由于用来生成相位校正数据以及磁场校正映射图的双方，所以使该时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性相反。这是因为，其为生成相位校正数据所希望的。

[0203] 然而，第 3 实施方式的模板激发 3 不用于相位校正数据的生成。在仅着眼于磁场校正映射图的生成的场合，无需使相位编码阶跃为零时刻的读取方向梯度磁场 Gro 的极性在 2 个模板激发中彼此相反。

[0204] 图 15 是表示第 3 实施方式中的 MRI 装置 20 的动作流程的流程图。以下，按照图 15 所示的步骤序号说明第 3 实施方式的 MRI 装置 20 的动作。

[0205] （步骤 S31）与第 1 实施方式的步骤 S1 同样，进行 MRI 装置 20 的初始设定。

[0206] （步骤 S32）与第 1 实施方式的步骤 S2 同样，生成定位图像的图像数据，将其在显示装置 64 中进行图像显示，设定关心的区域等摄像条件。

[0207] （步骤 S33）MRI 装置 20 按照以下的 <1> ～ <5> 的流程，执行用于生成相位校正数据以及磁场校正映射图的 3 个种类的模板激发作为预扫描，之后，执行主扫描。再者，模板激发 1、2’、3 针对空间上彼此相同的区域，并且与主扫描的摄像区域相同的区域分别进行。

[0208] <1>MRI 装置 20 与第 1 实施方式的步骤 S3 的 <1> 同样，执行模板激发 1 的脉冲序列。由此，将模板激发 1 的 k 空间数据配置（存储）在 k 空间数据库 92 中形成的 k 空间里。

[0209] <2>MRI 装置 20 与第 2 实施方式的步骤 S23 的 <2> 同样，执行模板激发 2’ 的脉冲序列。由此，将模板激发 2’ 的 k 空间数据配置（存储）在 k 空间数据库 92 中形成的 k 空间里。

[0210] <3>MPU86 在设定了上文所述的模板激发 3 的脉冲序列后，将该脉冲序列输入到序列控制器 56，指示采集开始。由此，在 k 空间数据库 92 中形成的 k 空间里配置模板激发 3 的 k 空间数据。

[0211] <4> 校正部 100 从图像重建部 90 的 k 空间数据库 92 分别获取模板激发 1、3 的 k 空间数据。校正部 100 生成第 1 相位图像，即，模板激发 1 的相位图像和第 2 相位图像，即，

模板激发 3 的相位图像。

[0212] 接下来，校正部 100 用第 1 相位图像和第 2 相位图像，与上文所述同样，利用公式 (3) 生成差分图像，将该差分图像作为磁场校正映射图输入到 MPU86。

[0213] <5> 与第 1 实施方式的步骤 S3 的 <4> 同样，在基于磁场校正映射图进行了以使静磁场均匀化为目的的校正之后，按照所设定的摄像条件进行主扫描的 MR 信号的采集。

[0214] MRI 装置 20 将以上 <1> ～ <5> 的处理作为一个薄片的数据采集进行所有薄片的数据采集。

[0215] (步骤 S34) 校正部 100 通过使用模板激发 1、2’的 k 空间数据，与第 1 实施方式的步骤 S4 同样，针对所有薄片分别计算出相位校正数据。校正部 100 将所计算出的相位校正数据与计算对象的各薄片进行关联后输入到图像重建部 90。

[0216] (步骤 S35) 与第 1 实施方式的步骤 S5 同样，图像重建部 90 一边基于各薄片的每一个的相位校正数据对包含在 MR 信号中的相位误差进行校正，一边重建各薄片的图像数据。此后，与第 1 实施方式的步骤 S5 同样，生成显示用图像数据，并将其保存在存储装置 66 中。

[0217] (步骤 S36) 与第 1 实施方式的步骤 S6 同样，进行显示用图像数据的图像显示。以上是对第 3 实施方式的 MRI 装置 20 的动作说明。

[0218] 这样，在第 3 实施方式中，也能够得到与第 1 实施方式同样的效果。

[0219] (实施方式的补充事项)

[0220] (1) 如图 3、图 12、图 14 所示，在第 1 ～第 3 实施方式中描述了在主扫描和模板激发 1 中使脉冲序列完全相同的例子。本发明的实施方式并非为这样的形态所限定。在主扫描和模板激发 1 中脉冲序列多少加些变更也是可以的。

[0221] 但是，除了相位编码阶跃脉冲以及读取方向梯度磁场 Gro 的施加开始时间之外，最好使模板激发 1、2、2’、3 的脉冲序列相同。这是因为改变条件时仅抽取相位的差分可能会变得困难的缘故。关于以上这点，对以下的补充事项 (2)、(3) 也是同样的。

[0222] (2) 像第 1 及第 3 实施方式那样，在进行了基于磁场校正映射图的静磁场均匀性的校正的基础上进行主扫描的 MR 信号采集的场合，最好各模板激发 1、2、2’、3 在主扫描之前进行。这是因为，在这种场合，如果没有在主扫描之前生成磁场校正映射图，则不能执行基于磁场校正映射图的静磁场均匀性的校正。在这种场合，各模板激发 1、2、2’、3，先执行哪一方都是可以的。

[0223] 但是，在像例如以下的变型例那样，在主扫描的 MR 信号采集时不执行基于磁场校正映射图的静磁场均匀性校正的场合，各模板激发 (2、2’ 等) 在主扫描之后进行也是可以的。

[0224] 具体而言，在第 1 ～第 3 实施方式中，不进行模板激发 1，基于从通过主扫描采集的回波信号群 (MR 信号群) 得到的数据，进行相位误差校正也是可以的。在这种场合，将，例如，主扫描的 MR 信号作为模板数据 1，利用公式 (1) 计算出相位校正数据。由此，能够省略模板激发 1，所以能够缩短摄像时间。

[0225] 这里，在第 1 及第 3 实施方式中进行了基于磁场校正映射图用匀场线圈 24 等使静磁场均匀化的基础上执行主扫描的说明。但是，考虑以下那样的第 1 及第 3 实施方式的变型例。具体而言，在第 1 实施方式中省略模板激发 1 而使用通过主扫描得到的数据的变型例

中，代替使用了匀场线圈 24 等的静磁场均匀化，只要进行，例如，以下那样的处理即可。即，将通过主扫描采集的 MR 信号群作为模板数据 1，基于该模板数据 1 和模板数据 2，在主扫描后的步骤 S4 中也进行磁场校正映射图的生成。然后，基于磁场校正映射图计算出畸变量，能够针对在对 MR 信号施以相位校正后重建的图像数据，进行畸变校正（像素的移动）。

[0226] 在第 3 实施方式中省略模板激发 1、3 而使用由主扫描得到的数据的变型例，只要与上述第 1 实施方式的变型例同样进行即可。

[0227] (3) 在第 1 ～ 3 实施方式中描述了自旋回波系的单次激发 EPI 的例子。上述各实施方式的原理也可以应用在场回波系等其他 EPI 中，并且不限于单次激发 EPI，也可以应用在多次激发 EPI 中。

[0228] 图 16 是以与图 3 同样的形式表示 FID 型（自由感应衰减信号 :Free Induction Decay）的单次激发 EPI 中的主扫描、模板激发 1”、2”的脉冲序列之一例的时间图。

[0229] 图 16 中，上段、中段、下段分别表示主扫描、模板激发 1”、2”的各脉冲序列。在图 16 中，将模板激发 1’、2’中读取方向梯度磁场 Gro 的施加开始错开了回波间隔的 2 倍，但这不过是一个例子，错开 2 倍之外的自然数倍也是可以的。

[0230] (4) 在上述各实施方式中，描述了将薄片设定为摄像区域，生成 2 维图像数据的例子。本发明的实施方式并非为这样的形态所限定。摄像区域为厚片也是可以的。此外，所生成的图像数据可以是 2 维图像用的图像数据，也可以是 3 维的体数据。

[0231] (5) 作为 MRI 装置 20，描述了在包含有静磁场用磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈单元 26、RF 线圈 28 的门架的外面存在 RF 接收器 48 的例子（参照图 1）。本发明的实施方式并非为这样的形态所限定。RF 接收器 48 包含在门架内的形态也是可以的。

[0232] 具体而言，例如，将相当于 RF 接收器 48 的电子回路基板配设在内门架内。并且，由接收用 RF 线圈把从电磁波变换成模拟电信号的 MR 信号，通过该电子回路基板内的前置放大器增幅后，作为数字信号输出到门架外面，输入到序列控制器 56 也是可以的。在向门架外面输出时，由于只要使用，例如，光缆作为光数字信号发射，即可减轻外部噪音的影响，所以最为理想。

[0233] (6) 对技术方案的用语和实施方式的对应关系进行说明。再者，以下所表示的对应关系不过是为了参考而表示的一种解释而已，并不是用来对本发明进行限定的。

[0234] 静磁场用磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26、RF 线圈 28、控制装置 30 整体（参照图 1）在基于 EPI 序列的主扫描中采集 MR 信号的功能，是技术方案记载的摄像数据采集部的一个例子。

[0235] 静磁场用磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26、RF 线圈 28、控制装置 30 整体执行模板激发 1 后采集 MR 信号的功能，是技术方案记载的第 1 采集部的一个例子。但是，不执行模板激发 1，而以主扫描的 MR 信号作为模板数据 1 利用公式 (1) 计算相位校正数据的场合，静磁场用磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26、RF 线圈 28、控制装置 30 整体采集主扫描的 MR 信号的功能，是技术方案记载的第 1 采集部的一个例子。

[0236] 静磁场用磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26、RF 线圈 28、控制装置 30 整体执行模板激发 2（或 2’）后采集 MR 信号的功能，是技术方案记载的第 2 采集部的一个例子。

[0237] 静磁场用磁铁 22、匀场线圈 24、梯度磁场线圈 26、RF 线圈 28、控制装置 30 整体执行模板激发 3 后采集 MR 信号的功能，是技术方案记载的第 3 采集部的一个例子。

[0238] 用于生成相位校正数据以及磁场校正映射图的校正部 100 的功能、基于相位校正数据进行相位误差的校正的图像重建部 90 的功能、基于磁场校正映射图在主扫描之前进行以使静磁场均匀化为目的的磁场校正的梯度磁场电源 44、梯度磁场线圈 26、控制装置 30 整体的功能，是技术方案记载的校正部的一个例子。

[0239] (6) 虽然对本发明的几个实施方式进行了说明，这些实施方式是作为例子而提出的，并无限定发明的范围之意。这些实施方式可以以其他各种形态实施，在不脱离本发明的宗旨的范围内，可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形包含在发明的范围或宗旨内，同样，其包含在专利的技术方案书所记载的发明及其等同范围内。

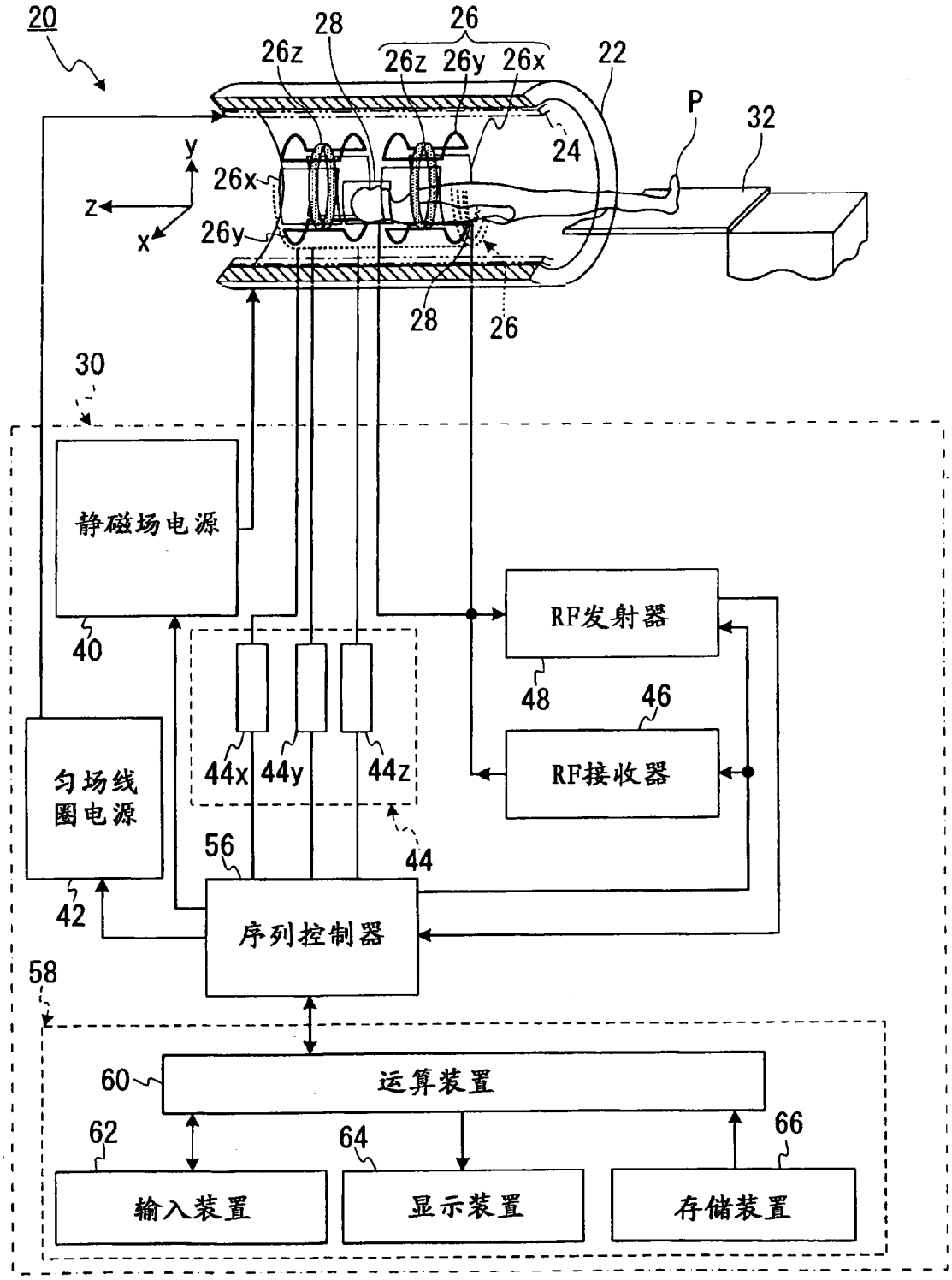

20
28
26
26z
26z 26y 26x
22
P
32
24
y
z
x
26x
26y
28
26
30
静磁场电源
40
RF发射器
48
46
RF接收器
匀场线圈电源
42
44x 44y 44z
44
56
序列控制器
58
60
运算装置
62
64
66
输入装置
显示装置
存储装置

图 1

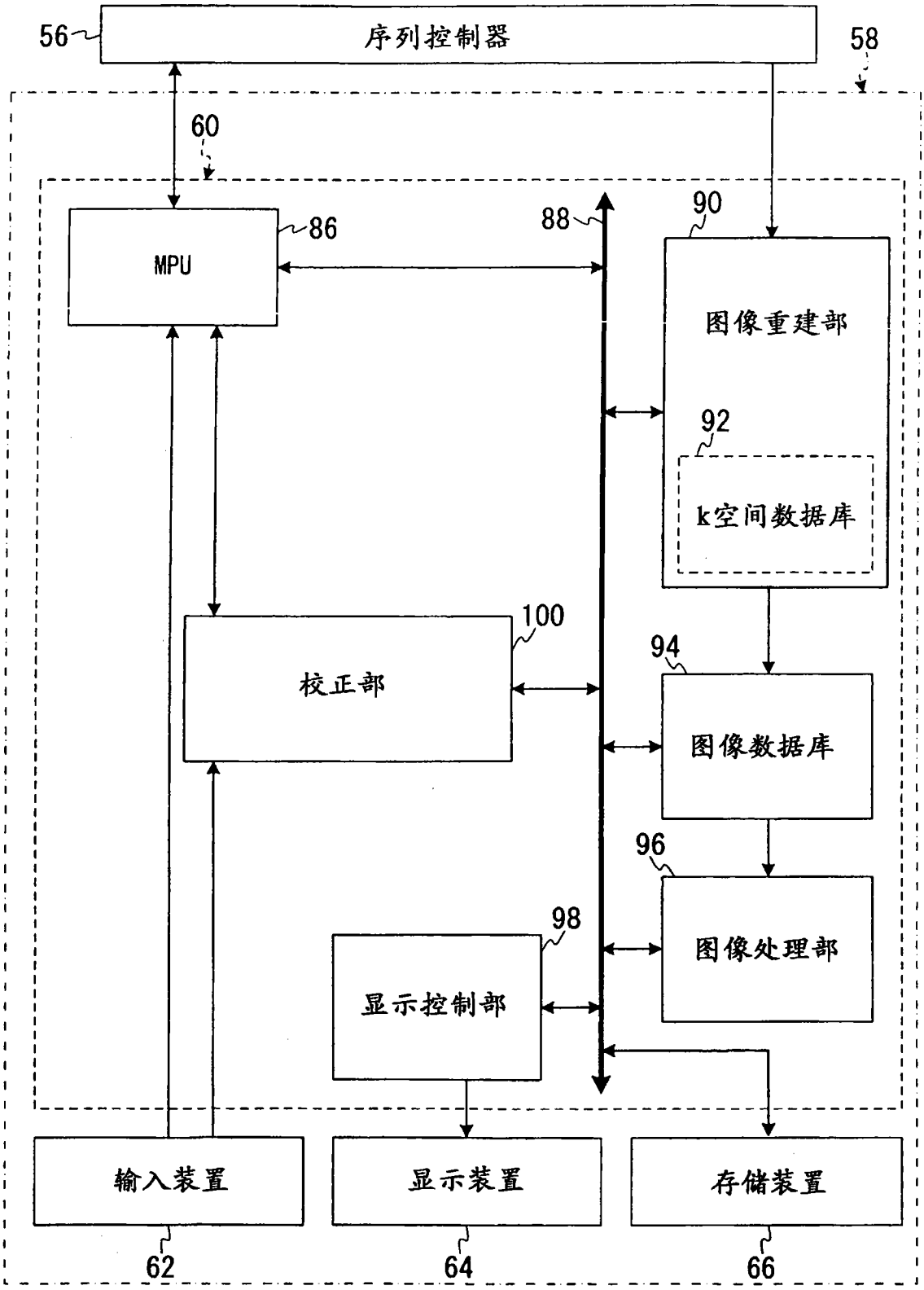

56
序列控制器
58
60
MPU
86
88
90
图像重建部
92
k空间数据库
100
校正部
94
图像数据库
96
图像处理部
98
显示控制部
输入装置
显示装置
存储装置
62
64
66

图 2

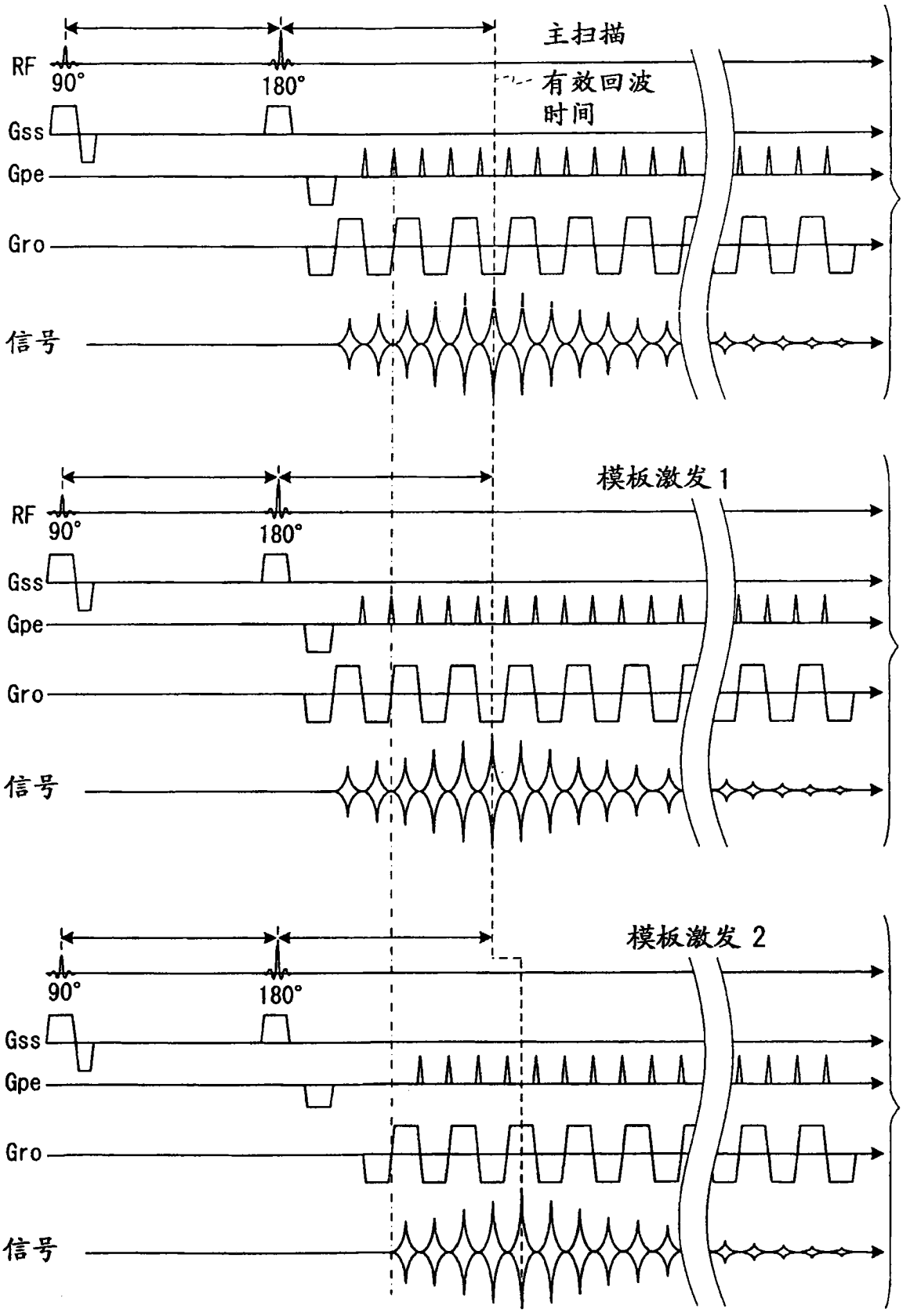

主扫描
有效回波
时间
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 1
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 2
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号

图 3

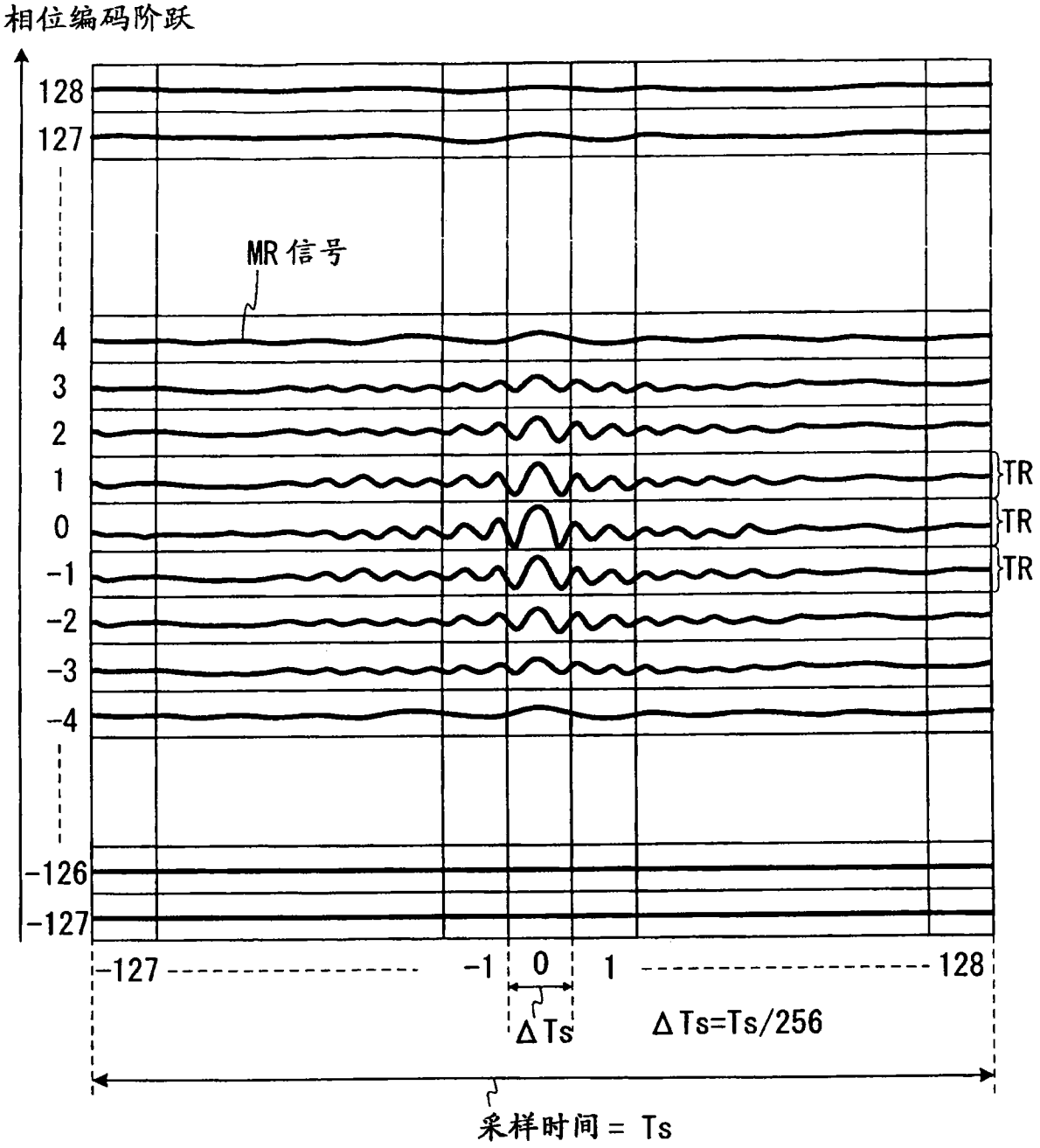

相位编码阶跃
128
127
MR 信号
4
3
2
1
0
-1
-2
-3
-4
-126
-127
TR
TR
TR
-127
-1
0
1
128
ΔTs
ΔTs=Ts/256
采样时间 = Ts

图 4

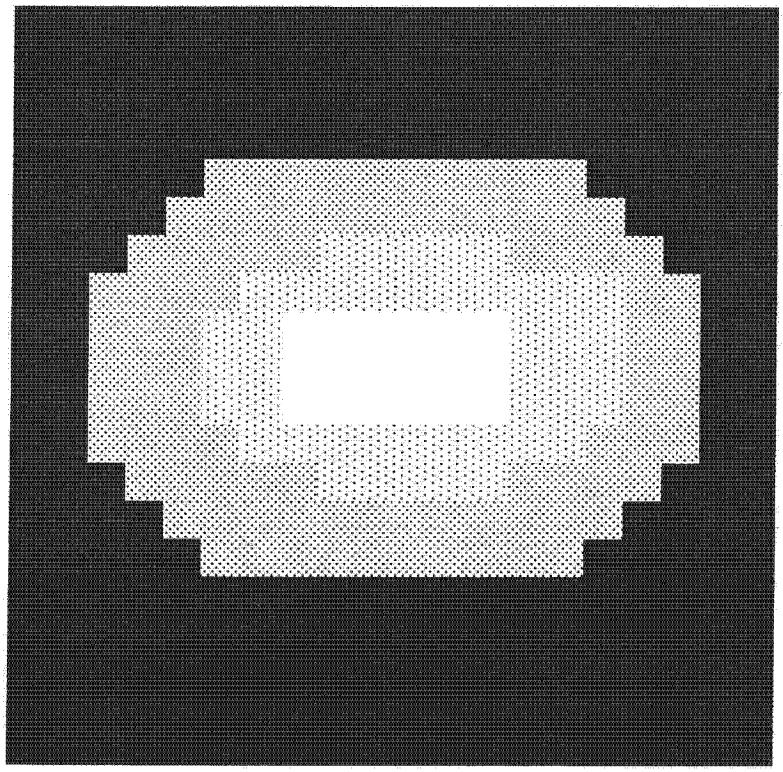


图 5

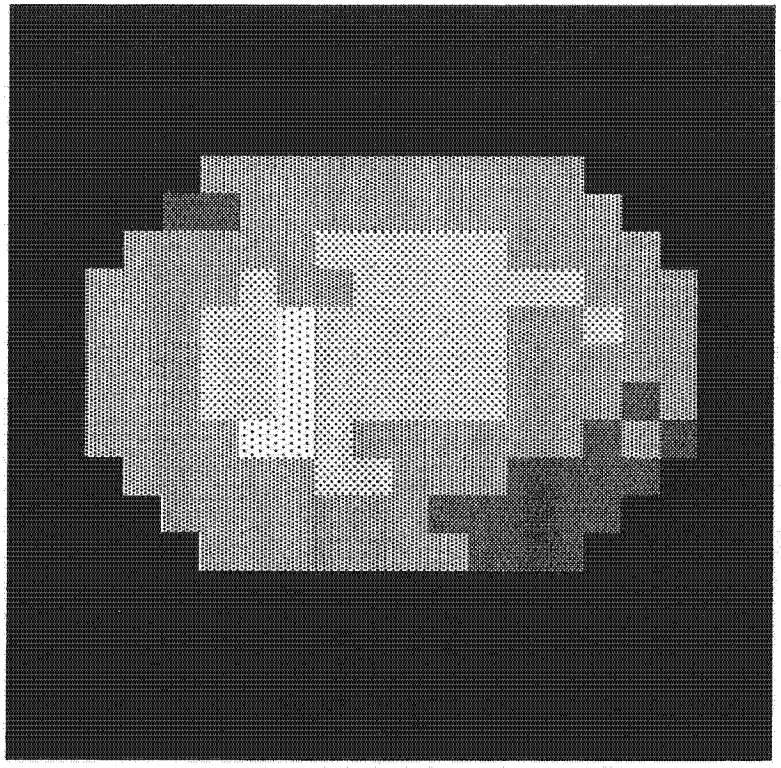


图 6

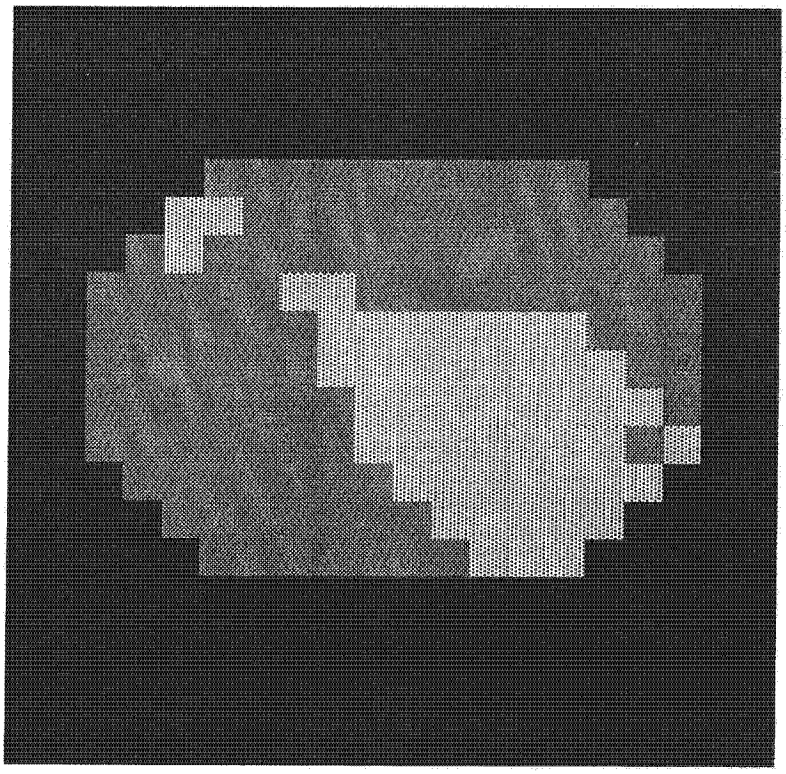


图 7

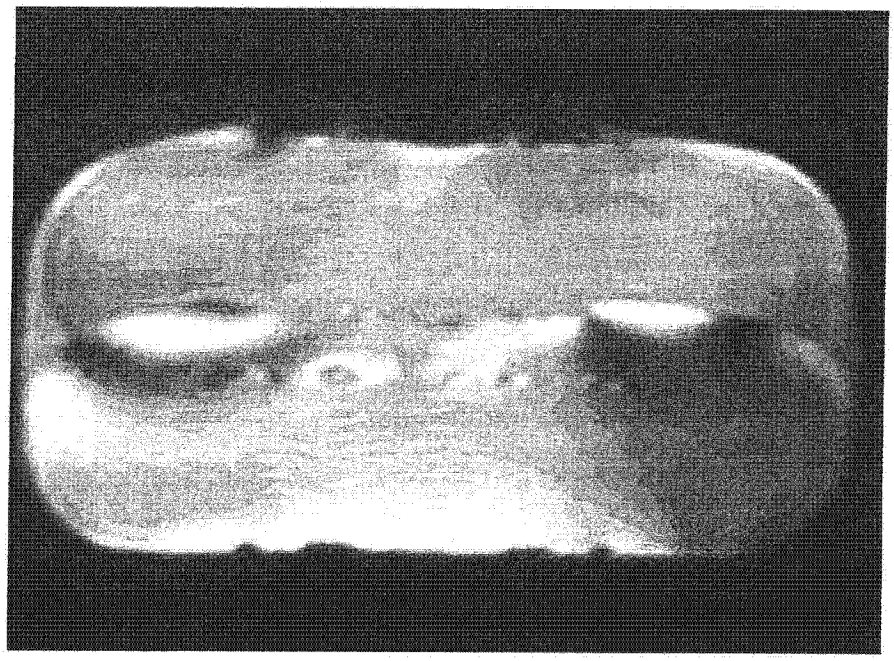


图 8

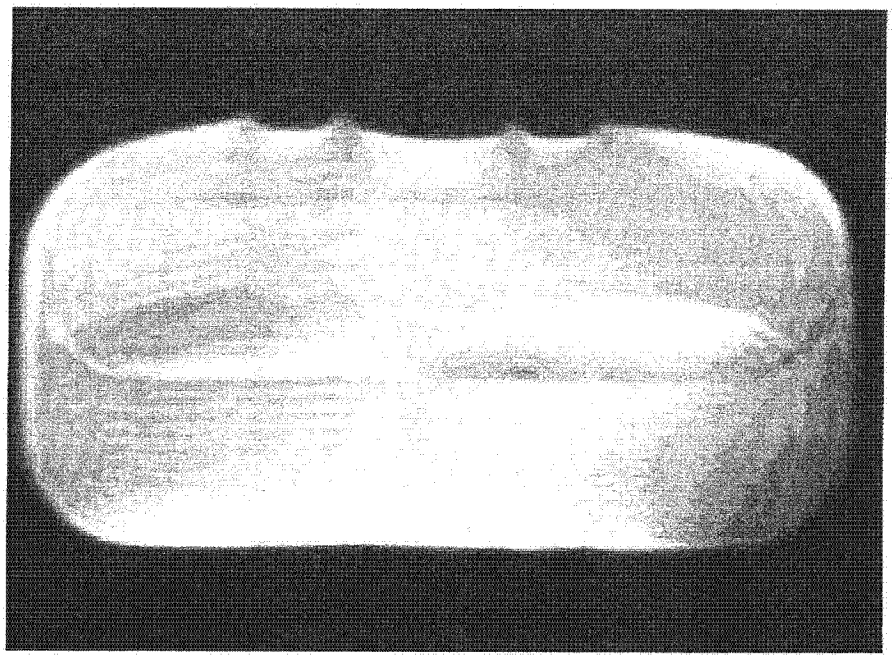


图 9

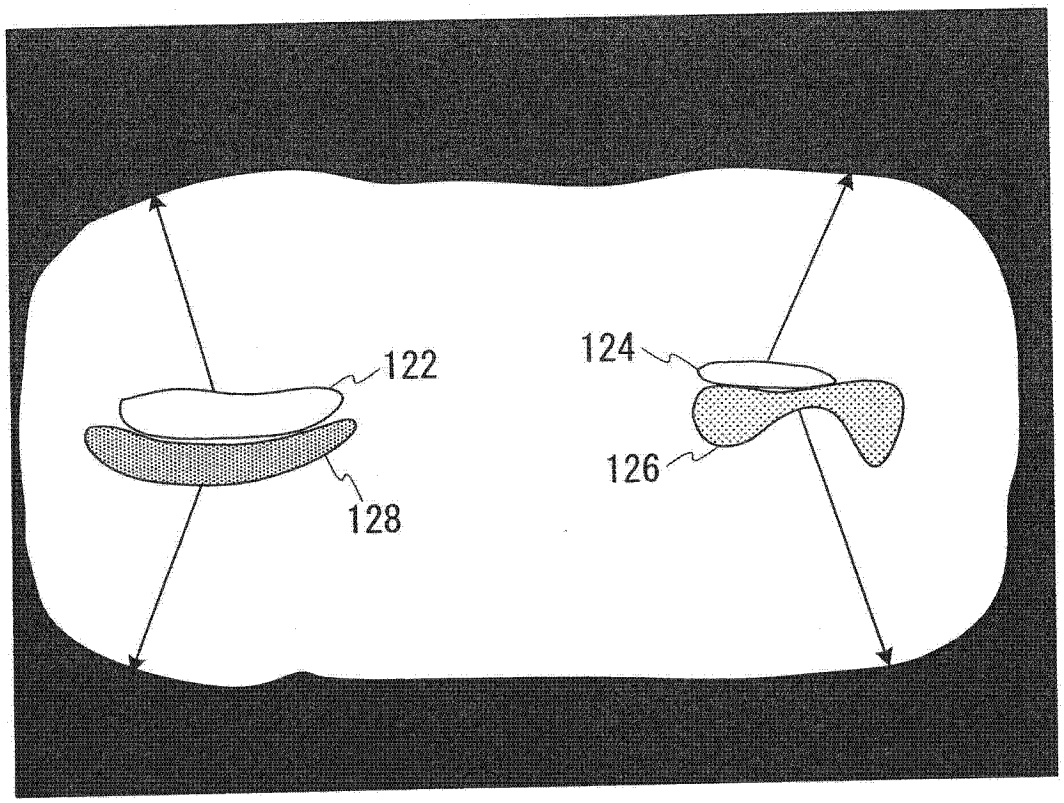


图 10

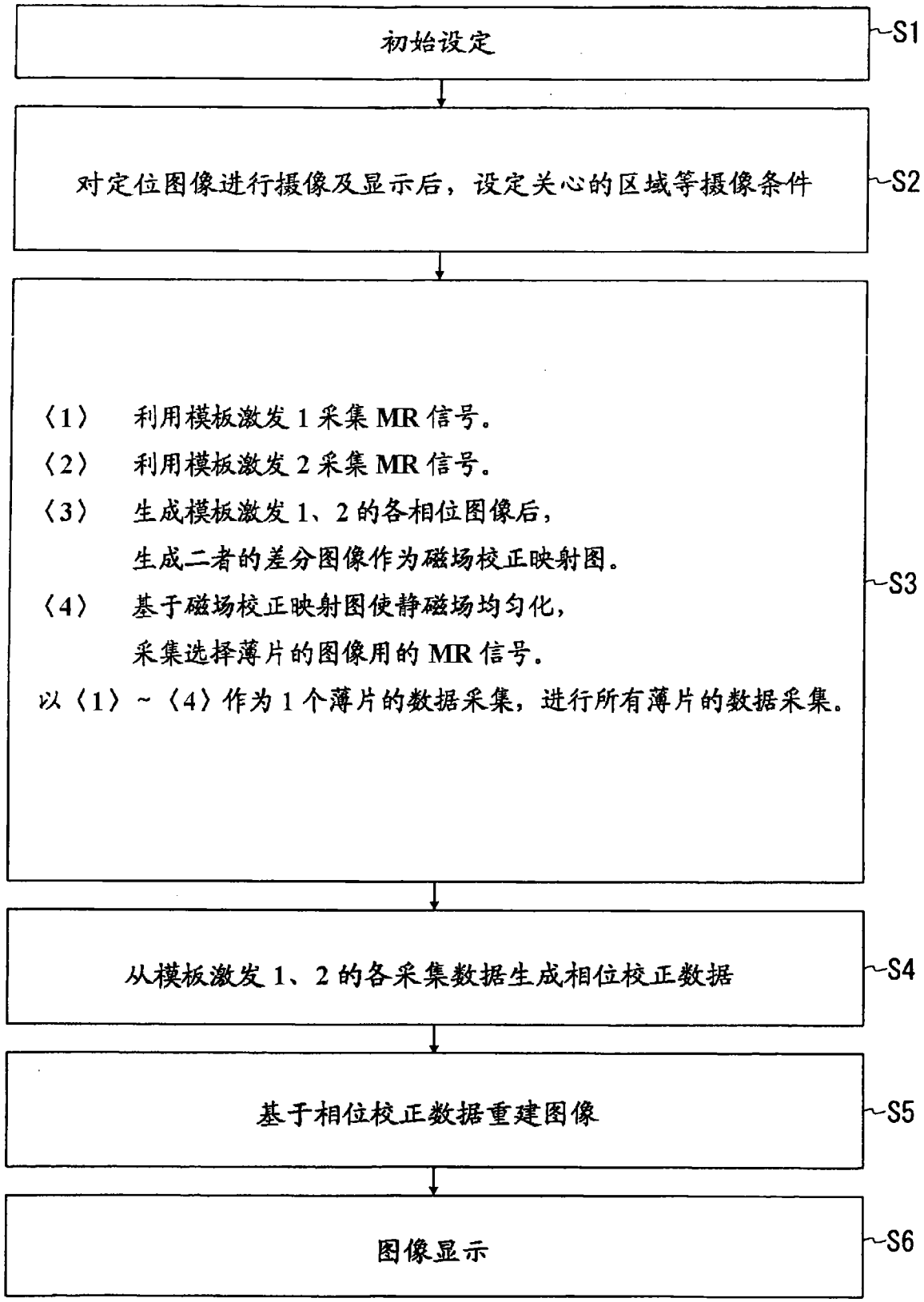

初始设定
S1
对定位图像进行摄像及显示后，设定关心的区域等摄像条件
S2
〈1〉 利用模板激发 1 采集 MR 信号。
〈2〉 利用模板激发 2 采集 MR 信号。
〈3〉 生成模板激发 1、2 的各相位图像后，
生成二者的差分图像作为磁场校正映射图。
〈4〉 基于磁场校正映射图使静磁场均匀化，
采集选择薄片的图像用的 MR 信号。
以〈1〉~〈4〉作为 1 个薄片的数据采集，进行所有薄片的数据采集。
S3
从模板激发 1、2 的各采集数据生成相位校正数据
S4
基于相位校正数据重建图像
S5
图像显示
S6

图 11

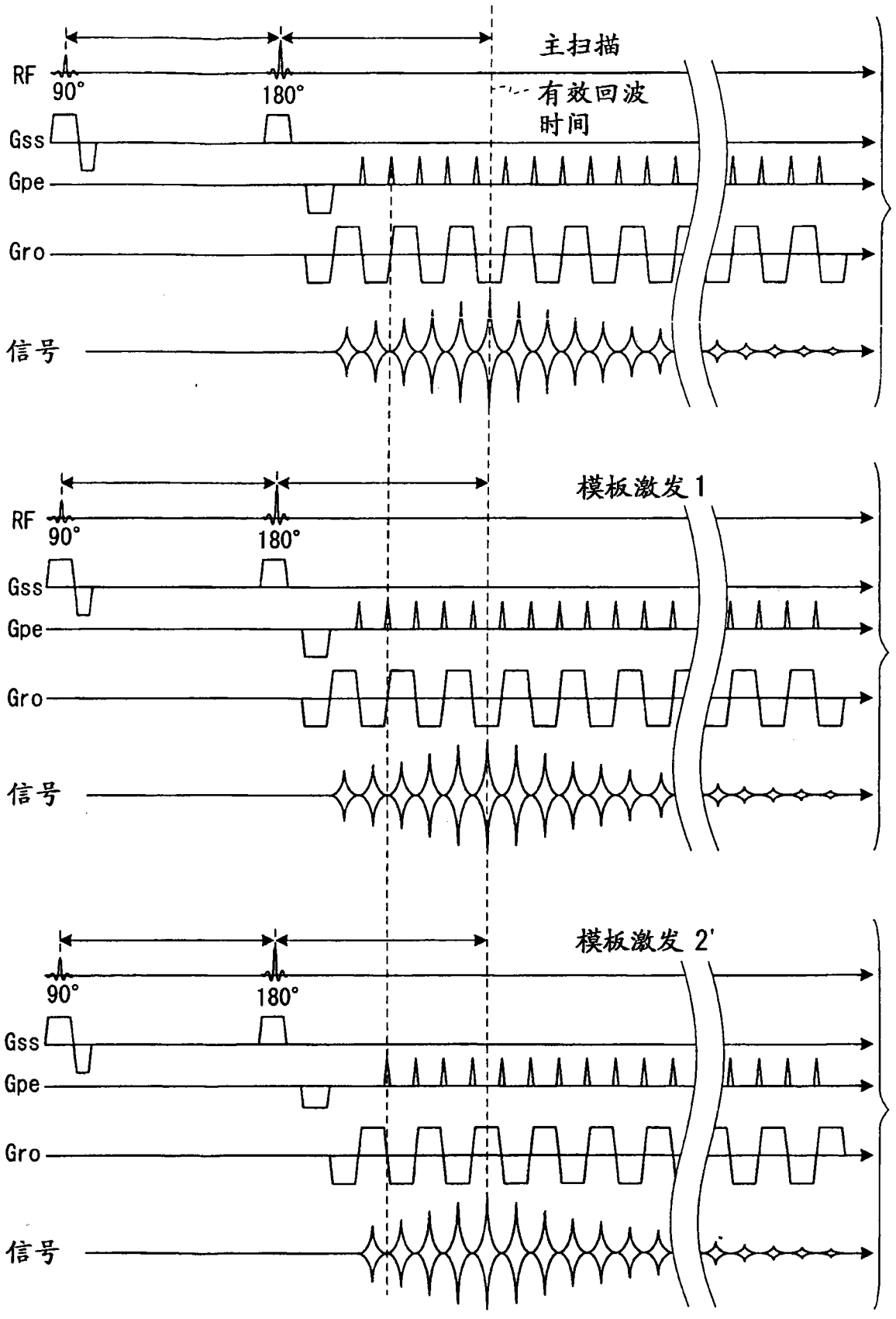

主扫描
有效回波
时间
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 1
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 2'
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号

图 12

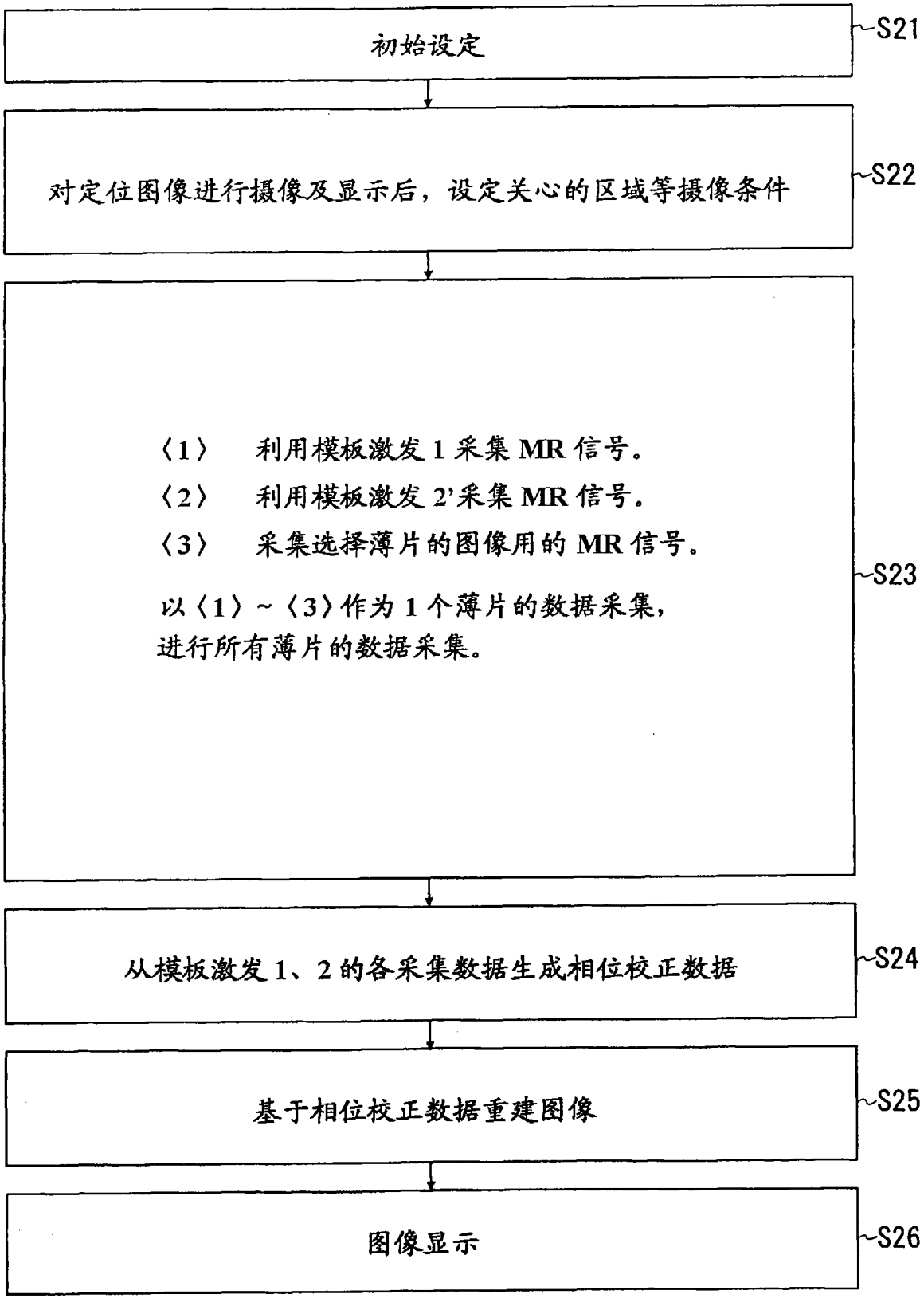

初始设定
S21
对定位图像进行摄像及显示后，设定关心的区域等摄像条件
S22
〈1〉 利用模板激发 1 采集 MR 信号。
〈2〉 利用模板激发 2'采集 MR 信号。
〈3〉 采集选择薄片的图像用的 MR 信号。
以〈1〉~〈3〉作为 1 个薄片的数据采集，
进行所有薄片的数据采集。
S23
从模板激发 1、2 的各采集数据生成相位校正数据
S24
基于相位校正数据重建图像
S25
图像显示
S26

图 13

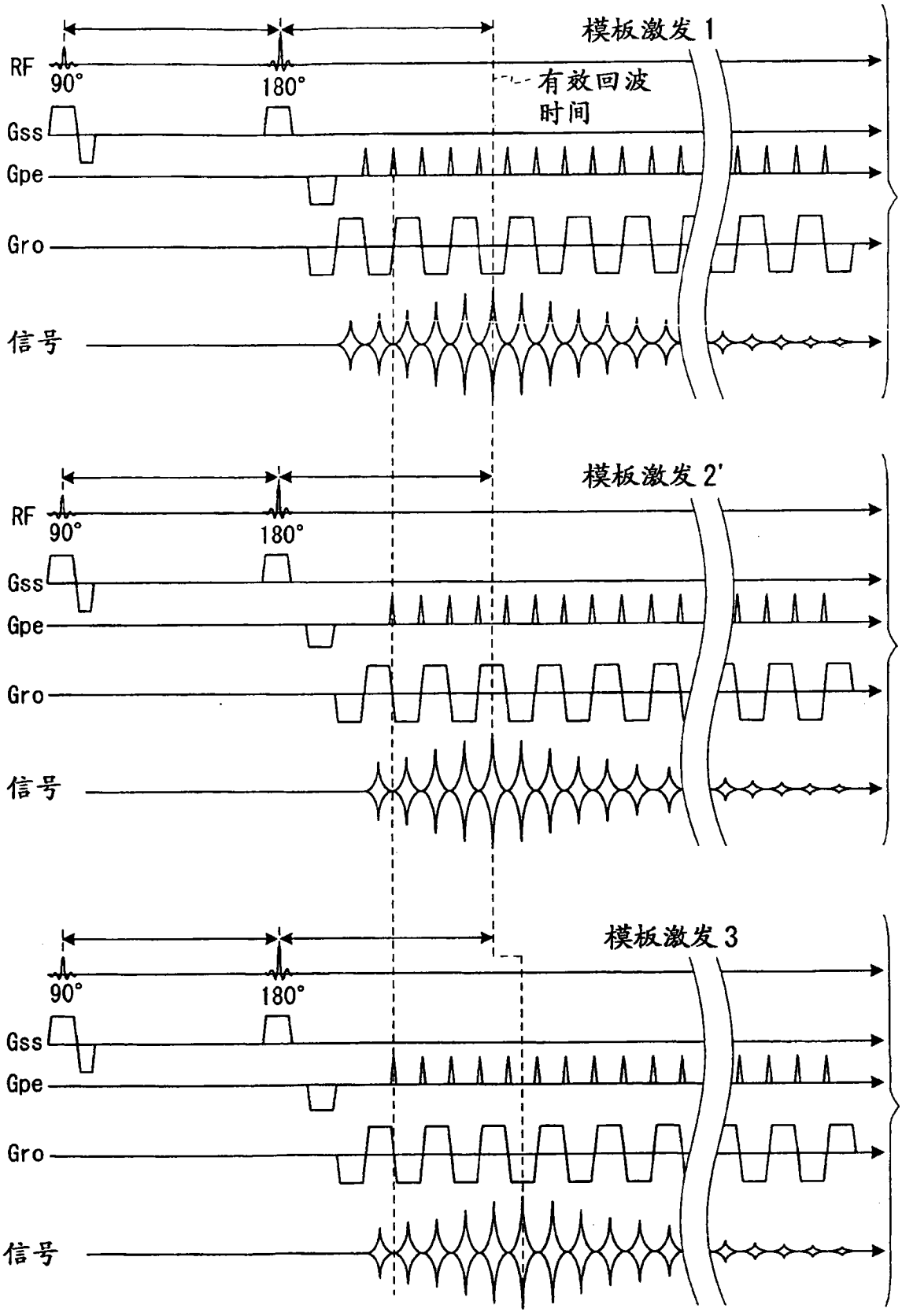

模板激发 1
RF
90°
180°
有效回波
时间
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 2'
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 3
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
信号

图 14

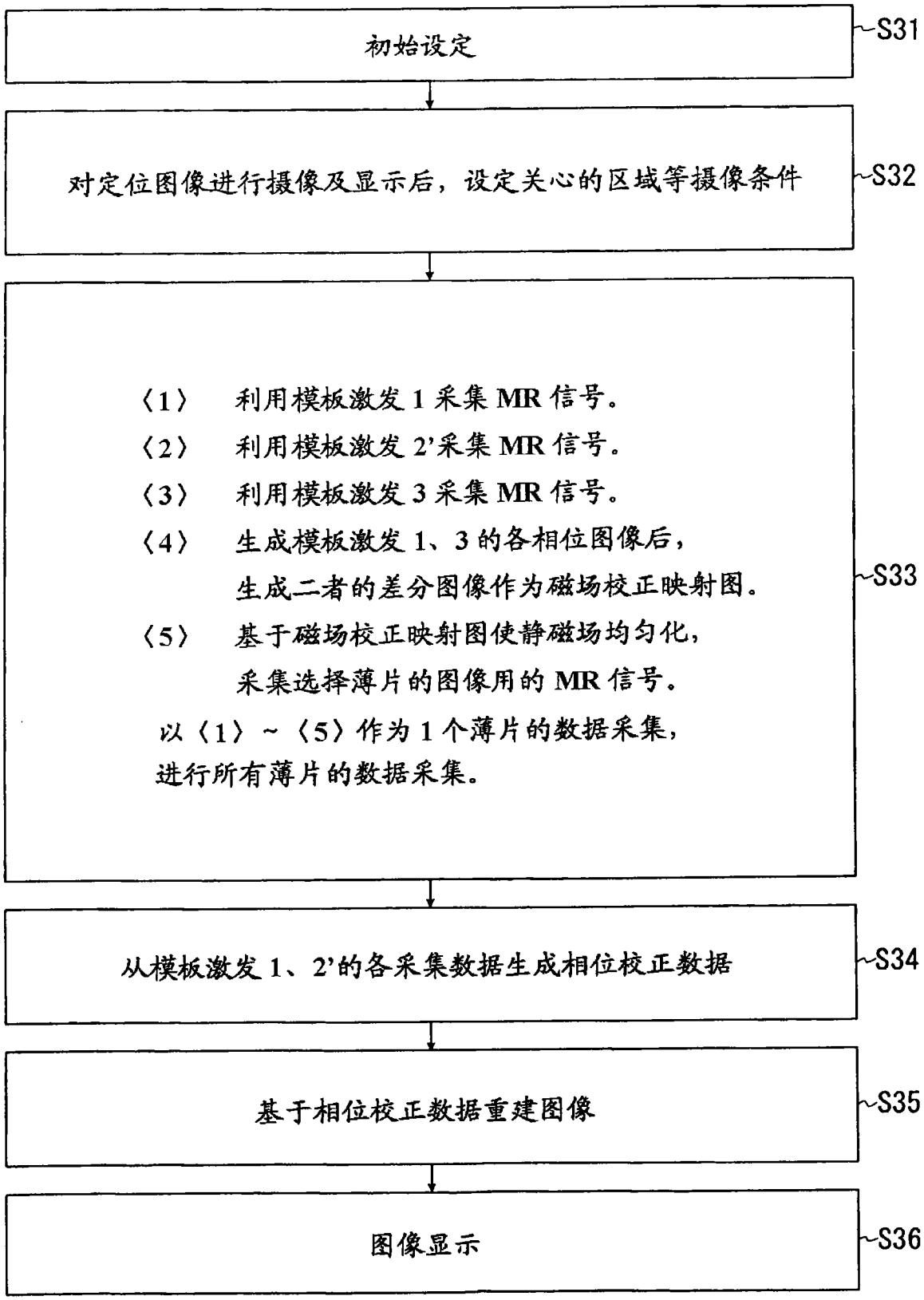

初始设定
S31
对定位图像进行摄像及显示后，设定关心的区域等摄像条件
S32
〈1〉 利用模板激发 1 采集 MR 信号。
〈2〉 利用模板激发 2'采集 MR 信号。
〈3〉 利用模板激发 3 采集 MR 信号。
〈4〉 生成模板激发 1、3 的各相位图像后，
生成二者的差分图像作为磁场校正映射图。
〈5〉 基于磁场校正映射图使静磁场均匀化，
采集选择薄片的图像用的 MR 信号。
以〈1〉~〈5〉作为 1 个薄片的数据采集，
进行所有薄片的数据采集。
S33
从模板激发 1、2'的各采集数据生成相位校正数据
S34
基于相位校正数据重建图像
S35
图像显示
S36

图 15

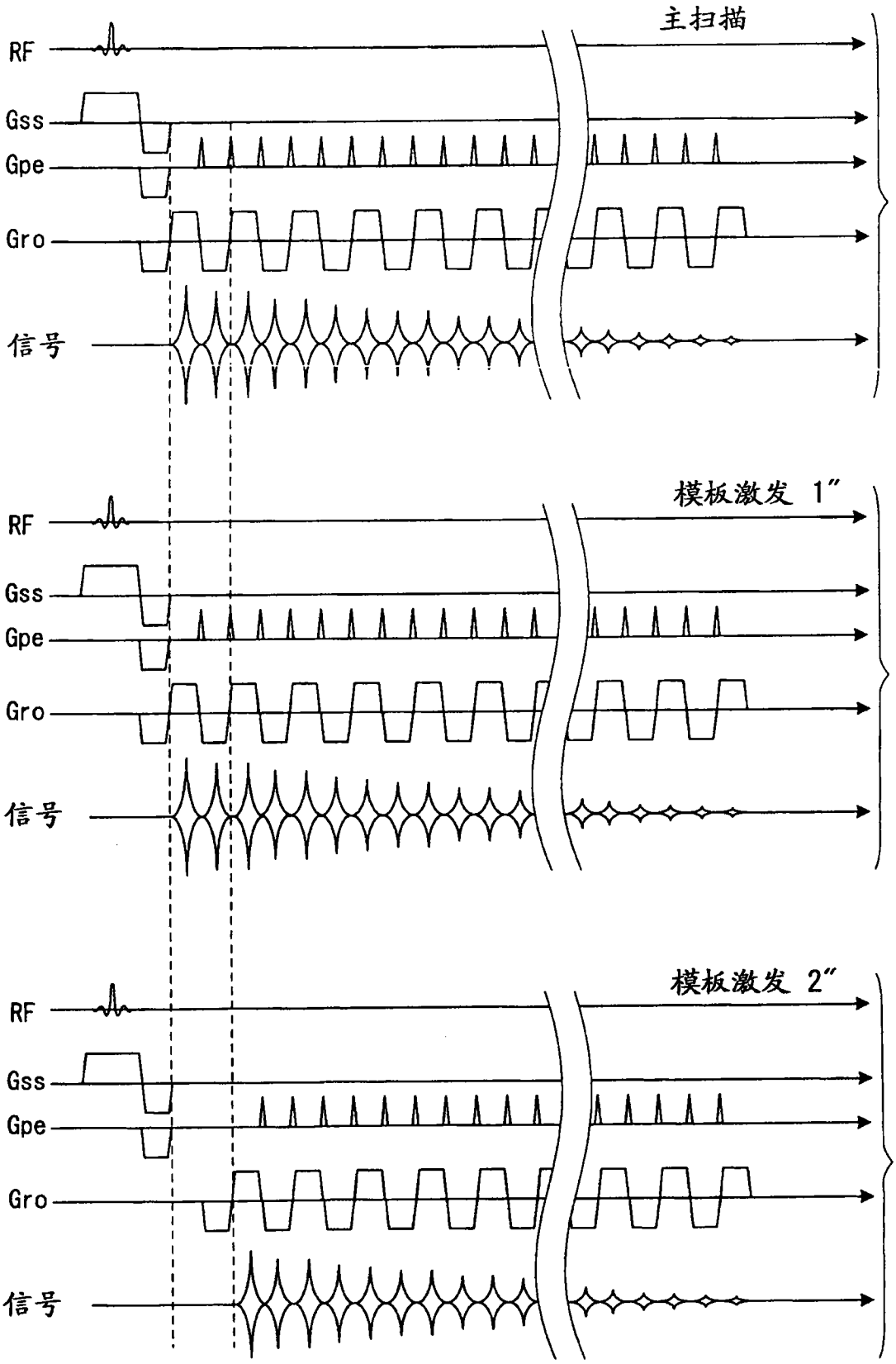

主扫描
RF
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 1″
RF
Gss
Gpe
Gro
信号
模板激发 2″
RF
Gss
Gpe
Gro
信号

图 16