

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

G01R 33/54 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02820463.8

[45] 授权公告日 2008 年 9 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 100415161C

[22] 申请日 2002.10.15 [21] 申请号 02820463.8

[30] 优先权

[32] 2001.10.15 [33] JP [31] 317262/2001

[86] 国际申请 PCT/JP2002/010662 2002.10.15

[87] 国际公布 WO2003/032830 日 2003.4.24

[85] 进入国家阶段日期 2004.4.15

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 熊井秀树 竹内博幸

[56] 参考文献

CN1291873A 2001.4.18

JP9276243A 1997.10.28

JP11512957A 1999.11.9

US6424914B1 2001.6.5

审查员 王 洋

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 朱 丹

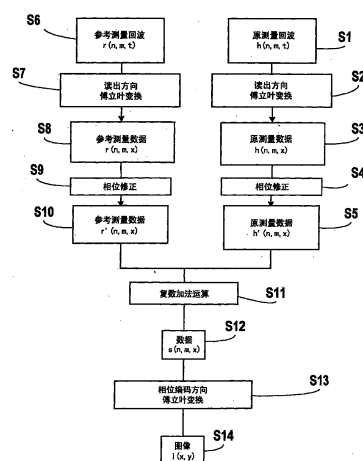
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 10 页

[54] 发明名称

磁共振摄像装置以及磁共振摄像方法

[57] 摘要

一种磁共振摄像装置以及磁共振摄像方法，在磁共振摄像装置中具有：静磁场发生装置；倾斜磁场发生装置；高频磁场脉冲照射装置；磁共振信号接收装置；顺序控制器；信号处理装置；显示图像的显示装置；并且在测量时，改变相位编码，使读出倾斜磁场脉冲正负反转来进行测量。其中对于第 1 测量数据和第 2 测量数据进行加法运算并实行再构成图像，第 1 测量数据，从以使读出倾斜磁场脉冲正负反转的方式进行控制的第 1 拍摄序列得到；第 2 测量数据从第 2 拍摄序列得到，该第 2 拍摄序列以对与所述第 1 拍摄序列相同顺序所测量回波信号施加相同相位的编码量和不同极性的读出倾斜磁场脉冲的方式进行控制。



1. 一种磁共振摄像装置，具有：

对被检体给与静磁场的静磁场发生装置；

给与倾斜磁场的倾斜磁场发生装置；

对所述被检体照射电磁波的高频磁场脉冲照射装置；

接收从所述被检体发出的磁共振信号的接收装置；

控制所述倾斜磁场发生装置和所述高频磁场脉冲照射装置以及所述接收装置并执行拍摄序列的顺序控制器；

基于所述磁共振信号再构成图像的信号处理装置；

显示所述图像的显示装置；

并且在测量时，改变相位编码，使读出倾斜磁场脉冲正负反转来进行测量，其特征在于：

对于第 1 测量数据和第 2 测量数据进行加法运算并实行再构成图像，所述第 1 测量数据，从以使所述读出倾斜磁场脉冲正负反转的方式进行控制的第 1 拍摄序列得到；所述第 2 测量数据从第 2 拍摄序列得到，该第 2 拍摄序列以对与所述第 1 拍摄序列相同顺序所测量回波信号施加相同相位的编码量和不同极性的读出倾斜磁场脉冲的方式进行控制。

2. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：使所述第 2 拍摄序列与所述第 1 拍摄序列的相同相位编码量中的、所述读出方向倾斜磁场脉冲的极性相反，并反转、同时反复施加所述读出倾斜磁场脉冲。

3. 按照权利要求 2 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：所述第 1 拍摄序列和所述第 2 拍摄序列，在所希望时间改变所述相位编码。

4. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：所述信号处理装置，对进行了读出方向傅立叶变换的所述第 1 测量数据和所述第 2 测量数据进行加法运算。

5. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：所述信号处理装置，对所述第 1 测量数据和所述第 2 测量数据进行相位编码方向傅立叶变换、并进行加法运算。

6. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：所述信号处理装置，进行所述第 1 测量数据和所述第 2 测量数据的相位修正。

7. 按照权利要求 1 或 2 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：交互地反复执行所述第 1 拍摄序列和所述第 2 拍摄序列，所述信号处理装置，连续地再构成图像。

8. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：第 1 测量数据和第 2 测量数据，包括所述测量数据的回波序号、脉冲序列的反复序号、读出方向的位置信息；并根据所述读出方向的位置信息，对所述编码序号和所述脉冲序列的反复序号进行加法运算。

9. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：还具有测量设定装置，该测量设定装置，使所述第 1 拍摄序列和所述第 2 拍摄序列与所述读出倾斜磁场脉冲的时间相一致并设定所述磁共振信号的测量范围，基于所述测量设定装置而得到所述第 1 测量数据和所述第 2 测量数据。

10. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：所述第 1 拍摄序列和所述第 2 拍摄序列，离散地施加相位编码脉冲，改变所述相位编码。

11. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：通过所述第 1 拍摄序列和所述第 2 拍摄序列，从施加高频磁场脉冲时开始按相同经过时间测量相同相位编码量的回波信号。

12. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：通过所述第 1 拍摄序列和所述第 2 拍摄序列，施加相同相位编码量的偏移。

13. 按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：通过所述第 1 拍摄序列和所述第 2 拍摄序列，从施加高频磁场脉冲时开始，在相同的经过时间所施加的读出倾斜磁场的极性相互反转。

14、按照权利要求 1 所述的磁共振摄像装置，其特征在于：所述加法运算是复数加法运算。

15. 一种磁共振摄像方法，其特征在于，具有：

对被检体给与静磁场的第 1 步骤；

对所述被检体照射电磁波的第 2 步骤；

给与设定所述被检体的断层范围的断层倾斜磁场脉冲、改变相位编码、以使读出倾斜磁场脉冲的极性反转的方式给与倾斜磁场的第 3 步骤；

从所述第 3 步骤得到第 1 测量数据的第 4 步骤；

向按与所述第 3 步骤相同的顺序所测量的回波信号施加相同相位的编码量和不同极性的读出倾斜磁场脉冲的第 5 步骤；

从所述第 5 步骤得到第 2 测量数据的第 6 步骤；

对第 1 测量数据和第 2 测量数据进行加法运算的第 7 步骤；

由加法运算的数据再构成图像的第 8 步骤；

显示所述图像的第 9 步骤。

16. 按照权利要求 15 所述的磁共振摄像方法，其特征在于：反复第 2 步骤～第 8 步骤并进行图像显示。

磁共振摄像装置以及磁共振摄像方法

技术领域

本发明涉及一种磁共振摄像装置，具体地是涉及抑制由回波信号间的相位变化所产生的假影（artifact）出现的技术。

背景技术

磁共振摄像装置（以下称为 MRI 装置），是以对活体作用均匀的静磁场的状态照射高频磁场脉冲、激发活体中的氢及磷等的原子核、测量由该激发产生的核磁共振信号（NMR 信号）并基于这些氢及磷的密度分布或弛豫时间分布等的磁共振信息、通过使活体内的测量区域图像化而用于医疗诊断的装置。

在 MRI 装置中，存在有以自旋回波（Spin echo）法及梯度回波（Gradient Echo）法为代表的回波信号（NMR 信号）的多种测量方法。其中，有在高频磁场脉冲照射后，通过反复反转作为读出方向的读出倾斜磁场来测量多个回波信号的超高速摄像法。例如，有回波平面成像 EPI（Echo Planar Imaging）法、多重拍摄 EPI 法、梯度及自旋回波成像（Gradient and Spin echo Imaging）法等。

但是，在这样的摄像法中，除了静磁场的不均匀以外，由于使读出方向倾斜磁场的极性高速反转带来的涡流或读出方向倾斜磁场的不完备性等，在测量的回波信号上要产生相位误差。在测量的回波信号中，对于奇数号测量的回波信号（以下称为「奇数回波」）和偶数号测量的回波信号（以下称为「偶数回波」），由于使读出方向倾斜磁场的极性交互反转，所以在作为测量空间的所谓 k 空间的回波信号收集轨迹相反，相位误差的极性也向读出方向反转。

这样在偶数回波和奇数回波产生相位差时，在进行图像再构成的图像中，会产生被称为 N/2 幻像的假影（以下称为「N/2 假影」。对于包含在

各回波信号中的相位误差,提案有主要利用呈在实图像上的读出方向的相位倾斜,通过信号处理除去 $N/2$ 假影的方法。这种方法,是预先取得修正用的数据,对用于由该修正用数据实现图像形成的原测量中的回波信号进行修正。

作为修正方法,例如取得一组偶数回波和奇数回波作为修正用数据,在对这些回波信号进行傅立叶变换后,求出回波信号的相位差,修正原测量数据的方法已公开在特开昭 8-215174 号公报等中。另外,在进行原测量之前,以不施加相位编码倾斜磁场的状态取得修正用的数据,分别在读出方向对该修正用的数据和原测量数据进行 1 维傅立叶变换,从原测量数据减去修正用的数据的相位的方法已记载在特开平 5-68674 号公报等中,进而,有根据通过使读出方向倾斜磁场的极性反转的 2 次的测量而得到的数据、计算出偶数回波和奇数回波的相位差,修正原测量数据的偶数回波和奇数回波的相位差的方法(“Single-Shot and Segmented EPI Ghost Artifacts Removal with Two-Dimensional Phase Correct”; Nan-kuei Chen, Alice M.Wyrwicz; Proceeding of International Society for Magnetic Resonance in Medicine,8,1713(2000))。

如上述以往的修正方法,在实图像中修正读出方向的相位倾斜,是在 k 空间上对于读出方向的全部像素给与同一相位的修正量。因此,在由读出方向倾斜磁场的涡流及不完备性等、于各回波信号的取样中产生线性或非线性的相位误差的时候,以同一修正量不能够消除,而要产生 $N/2$ 假影,在图像再构成中,就不能够抑制假影的产生。

发明内容

实行第 1 序列和第 2 序列,第 1 序列,在对被检体照射高频磁场脉冲后,给与相位编码,并且对读出方向倾斜磁场的极性进行反转、同时反复施加,取得多个回波信号;第 2 序列,在对被检体照射高频磁场脉冲后,给与相位编码,并且将读出方向倾斜磁场的极性、以与第 1 序列的相同相位编码量的读出方向倾斜磁场的极性相反的方式进行反转、同时反复施加,取得多个回波信号;信号处理装置,对具有通过第 1 序列和第 2 序列而得到的相同相位编码量的诸回波信号进行复数加法运算,进行再构成图

像。

本发明的目的是在各回波信号的取样时产生线性或非线性的相位误差的情况下、抑制假影的发生。

根据本发明的一个方面，提供一种磁共振摄像装置，具有：对被检体给与静磁场的静磁场发生装置；给与倾斜磁场的倾斜磁场发生装置；对所述被检体照射电磁波的高频磁场脉冲照射装置；接收从所述被检体发出的磁共振信号的接收装置；控制所述倾斜磁场发生装置和所述高频磁场脉冲照射装置以及所述接收装置并执行拍摄序列的顺序控制器；基于所述磁共振信号再构成图像的信号处理装置；显示所述图像的显示装置；并且在测量时，改变相位编码，使读出倾斜磁场脉冲正负反转来进行测量。其中对于第 1 测量数据和第 2 测量数据进行加法运算并实行再构成图像，所述第 1 测量数据，从以使所述读出倾斜磁场脉冲正负反转的方式进行控制的第 1 拍摄序列得到；所述第 2 测量数据从第 2 拍摄序列得到，该第 2 拍摄序列以对与所述第 1 拍摄序列相同顺序所测量回波信号施加相同相位的编码量和不同极性的读出倾斜磁场脉冲的方式进行控制。

根据本发明的另一个方面，提供一种磁共振摄像方法，具有：对被检体给与静磁场的第 1 步骤；对所述被检体照射电磁波的第 2 步骤；给与设定所述被检体的断层范围的断层倾斜磁场脉冲、改变相位编码、以使读出倾斜磁场脉冲的极性反转的方式给与倾斜磁场的第 3 步骤；从所述第 3 步骤得到第 1 测量数据的第 4 步骤；向按与所述第 3 步骤相同的顺序所测量的回波信号施加相同相位的编码量和不同极性的读出倾斜磁场脉冲的第 5 步骤；从所述第 5 步骤得到第 2 测量数据的第 6 步骤；对第 1 测量数据和第 2 测量数据进行加法运算的第 7 步骤；由加法运算的数据再构成图像的第 8 步骤；显示所述图像的第 9 步骤。

附图说明

图 1 是表示本发明的第 1 实施例的信号处理的顺序的第 1 例的图。

图 2 是表示本发明的一实施例的磁共振摄像装置的整体构成的方块图。

图 3 是表示本发明的第 1 实施例的原测量摄像序列的图。

图 4 是表示本发明的第 1 实施例的参考测量摄像序列的图。

图 5 是表示本发明的第 1 实施例的信号处理的顺序的第 2 例的图。

图 6 是表示本发明的第 1 实施例的信号处理的顺序的第 3 例的图。

图 7 是表示本发明的第 2 实施例的信号处理的顺序的图。

图 8 是表示本发明的第 3 实施例的原测量摄像序列的图。

图 9 是表示本发明的第 3 实施例的参考测量摄像序列的图。

图 10 是表示出现 $N/2$ 假影的图。

图 11 是表示在由 EPI 脉冲序列测量的回波信号的 k 空间中的收集轨迹的图。

具体实施方式

以下，对本发明的实施例所使用附图进行说明。图 1 是表示第 1 实施例的信号处理的顺序的图，图 2 是表示磁共振摄像装置的整体构成的方块图，图 3 是表示第 1 实施例的原测量的摄像序列的图。

图 4 是表示第 1 实施例的参考测量的摄像序列的图。

如图 2 所示，磁共振摄像装置由下述部分构成：静磁场产生电路 1、倾斜磁场产生系统 2、发送系统 3、接收系统 4、信号处理系统 5、顺序控制器 6、中央处理装置（CPU）7 和操作部 8。静磁场产生电路 1，是在被放置在被检体 9 的空间产生静磁场的部分。其静磁场的方向，通常是被检体 9 的体轴方向或与体轴垂直的方向。另外，静磁场产生电路 1 使用永久磁铁方式或常导电方式或超导电方式构成。倾斜磁场产生系统 2，由产生

垂直的3轴(X、Y、Z)方向的倾斜磁场的倾斜磁场线圈10和供给该倾斜磁场线圈10的驱动电流的倾斜磁场电源11构成。倾斜磁场电源11,按照顺序控制器6的命令,对被检体9施加垂直的3轴(X、Y、Z)方向的倾斜磁场Gs、Gp、Gr,通过施与倾斜磁场,能够设定断层像的断层面。顺序控制器6由CPU的控制进行工作,按照被称为脉冲序列的摄像序列,向倾斜磁场产生系统2、发送系统3、接收系统4等发出命令,执行拍摄断层像所必需的控制。

发送系统3,是为了通过高频磁场脉冲、对构成被检体9的活体组织的原子核引起核磁共振而照射高频磁场脉冲的部分,其由高频振荡器12、调制器13、高频放大器14和高频照射线圈15构成。并且,发送系统3,按照顺序控制器6的命令,由调制器13调制从高频振荡器12给出的高频磁场脉冲的振幅,进而,由高频放大器14放大后,供给高频照射线圈15,对被检体9照射高频磁场脉冲(RF脉冲)。

接收系统4,是检测由被检体9的活体组织的原子核的核磁共振给出的回波信号等的磁共振信号的部分,其由接收方的高频接收线圈16、放大器17、垂直相位检波器18和A/D变换器19构成。由高频接收线圈16接收的磁共振信号,由放大器17放大,并由垂直相位检波器18检波后,由A/D变换器19变换成数字信号的测量数据。另外,在由顺序控制器6的控制决定的时间、由垂直相位检波器18将相位偏离 90° 而进行取样的二个系列的测量数据,被送到信号处理系统5中。

信号处理系统5,包括CPU7、ROM20、RAM21、光盘22、CRT等显示器23和磁盘24。CPU7对输入的测量数据进行傅立叶变换,并进行包含修正系数计算的图像再构成处理,制作出进行了任意截面的信号强度分布或规定处理的图像,在显示器23上显示断层像。ROM20记忆进行历时的图像分析处理和测量的程序和在该执行中使用的不变的参数等。RAM21在临时保管于前面测量中使用的测量参数、或由接收系统4检测的回波信号、或用于关注区域设定的图像,同时,还记忆用于设定该关注区域的参数等。光盘22和磁盘24,记录由CPU7再构成的图像的数据。显示器23,将存入到光盘22和磁盘24中的图像数据影像化而显示出断层像。

操作部 8 是输入由信号处理系统执行的处理的控制信息的部分，例如，由跟踪球或鼠标 25 及键盘 26 构成。

参照图 1，说明在这样构成的磁共振摄像装置中使用本发明的数据的处理和图像再构成的第 1 例的详细情况。执行在图 3 所示的、被称为脉冲序列的拍摄序列，得到原测量回波信号 (S1)。执行图 4 所示的拍摄序列，得到参考测量回波信号 (S6)。图 3 和图 4 的拍摄序列，使用被称为回波平面成像 (EPI) 法的脉冲序列。图 3 和图 4，从上按顺序分别表示高频磁场脉冲 RF、断层选择倾斜磁场 G_s 、相位编码倾斜磁场 G_p 、读出方向倾斜磁场 G_f 、取样窗 A/D、作为磁共振信号的回波信号 echo，纵轴表示它们的强度，横轴表示时间。通过 1 次或反复多次重复该脉冲序列，在 k 空间收集对图像再构成所必需的测量数据。

接着，详细说明图 3 和图 4 的序列的内容。在图 3 中，在照射高频磁场脉冲 31 的同时，通过施加断层选择倾斜磁场脉冲 33，激发所要求检测的被检体的部位。由此激发例如被检体中的质子，施加给与相位编码的偏移的 G_p 脉冲 35 和给与读出方向的偏移的 G_f 脉冲 39，并且，通过施加使极性反转的 G_f 脉冲 41a，可得到回波信号 49a。其后，在离散地施加 G_p 脉冲 37 的同时、继续施加反复使极性反转的 G_f 脉冲 41b、41c，可得到第 2 个、第 3 个、进一步接着的回波信号 49b、49c。离散地施加 G_p 脉冲，是为了通过改变相位编码量取得回波信号、从而得到对应于 k 空间的相位编码数的图像信息。另外，反转、同时反复施加 G_f 脉冲的极性，是为了用 1 次高频磁场脉冲 31 获得多个回波 (梯度回波) 信号。图 3 和图 4 的脉冲序列的不同在于，通过 G_f 脉冲的极性相互不同，即，当为同一相位编码量的时候，图 3 的 G_f 脉冲和图 4 的 G_f 脉冲的极性相反。例如，图 3 的 G_f 脉冲 39 和图 4 的 G_f 脉冲 43、图 3 的 G_f 脉冲 41a 和图 4 的 G_f 脉冲 45a、图 3 的 G_f 脉冲 41b 和图 4 的 G_f 脉冲 45b 相互极性为相反。其他方面图 3 和图 4 都相同。

对图 1 的 S1 的原测量回波信号 $h(n, m, t)$ 和 S6 的参考测量回波信号 $r(n, m, t)$ ，分别在读出方向做傅立叶变换，得到原测量数据 $h(n, m, x)$ 和参考测量数据 $r(n, m, x)$ (S2、S7)。在这里，m 是回波序号、t 是时间、n 是脉冲序列的反复序号、x 是读出方向的位置。下面，对将成

为包含在上述原测量数据 $h(n, m, x)$ 和参考测量数据 $r(n, m, x)$ 中的、实图像中读出方向的相位倾斜的相位误差成分进行修正 (S4、S9)，得到相位修正后的原测量数据 $h'(n, m, x)$ 和参考测量数据 $r'(n, m, x)$ (S5、S10)。该修正 (S4、S9)，在以往技术的修正中，对由难于仅在本实施例中进行修正的静磁场的不均匀等带来的相位误差的修正，给与相同的相位修正量，但在本实施例中，不是一定要使用相位修正来进行修正。

该以往技术的修正方法，具有例如在原测量之前，以不施加相位编码倾斜磁场的状态取得修正用的数据，对该修正用数据和原测量数据，分别在读出方向进行 1 维傅立叶变换，从原测量数据减去修正用的数据的相位的方法 (特开平 5-68674 号公报)；或在由读出方向倾斜磁场的极性不同的 2 次的测量而得到的各个数据中，对仅使用偶数回波而作成的 2 个图像的相位差，通过应用于仅使用原测量数据偶数回波而作成的图像的相位差，可修正原测量数据偶数回波和奇数回波的相位差的方法 (“Singl-Shot and Segmented EPI Ghost Artifacts Removal with Two-Dimensional Phase Correct”；Nan-kuei Chen, Alice M.Wyrwicz; Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicin, 8,1713(2000)等。

接着，对相位修正后的原测量数据 $h'(n, m, x)$ 和参考测量数据 $r'(n, m, x)$ ，通过在下述所示的式 (1) 和 (2) 进行复数加法运算 (S11)。

$$\text{re} \{S(n, m, x)\} = \text{re} \{h'(n, m, x)\} + \text{re} \{r'(n, m, x)\} \quad (1)$$

$$\text{im} \{S(n, m, x)\} = \text{im} \{h'(n, m, x)\} + \text{im} \{r'(n, m, x)\} \quad (2)$$

在于各回波信号的取样中产生的回波信号的取样中，即使有线性或非线性的相位误差，但对于通过以相同的相位编码量使读取倾斜磁场脉冲的极性向反、而得到的原测量数据和参考测量数据进行复数加法运算，相位误差能够相互抵消。并且，对由复数加法计算的数据 $S(n, m, x)$ 、在相位编码方向进行傅立叶变换 (S13)，能够制作没有 $N/2$ 假影的图像 $I(x, y)$ (S14)。在这里， y 是相位编码方向的位置。

另外，作为使用本发明的数据处理和图像再构成的第 2 例，如图 5

所示,上述复数加法运算,也可以在对相位修正后的原测量数据 h' (n 、 m 、 x) 和参考测量数据 r' (n 、 m 、 x)、分别在相位编码方向进行傅立叶变换后执行。另外,作为第3例,如图6所示,也可以省略了修正(S4、S9),对读出方向傅立叶变换(S2、S7)后的原测量数据 h (n 、 m 、 x) 和参考测量数据 r (n 、 m 、 x) 进行复数加法运算。另外,相位修正(S4、S9),是关于难以由仅在本实施例进行修正的静磁场的不均匀等带来的相位误差的修正,通过该相位修正,图像可变得更鲜明。

下面参照图5说明在磁共振摄像装置中使用本发明的数据处理和图像再构成的第2例的详细情形。

执行如图3所示的、被称为脉冲序列的拍摄序列,得到原测量回波信号(S15)。执行图4所示的拍摄序列,得到参考测量回波信号(S21)。对原测量回波信号 h (n 、 m 、 t) 和参考测量回波信号 r (n 、 m 、 t)、分别在读出方向做傅立叶变换,得到原测量数据 h (n 、 m 、 x) 和参考测量数据 r (n 、 m 、 x) (S16、S22)。接着,对将成为包含在上述原测量数据 h (n 、 m 、 x) 和参考测量数据 r (n 、 m 、 x) 中的、实图像中的读出方向的相位倾斜的相位误差成分进行修正(S18、S24),得到相位修正后的原测量数据 h' (n 、 m 、 x) 和参考测量数据 r' (n 、 m 、 x) (S19、S25)。对原测量数据和参考测量数据、分别在相位编码方向进行傅立叶变换(S20、S26),与上述第1例相同,通过复数加法运算(S27),相位误差相互抵消,能够制作出没有 $N/2$ 假影的图像 I (x 、 y)。

下面参照图6,说明在磁共振摄像装置中使用本发明的数据处理和图像再构成的第3例的详细情形。

执行图3所示的、被称为脉冲序列的拍摄序列,得到原测量回波信号(S29)。执行图4所示的拍摄序列,得到参考测量回波信号(S32)。对原测量回波信号 h (n 、 m 、 t) 和参考测量回波信号 r (n 、 m 、 t)、分别在读出方向进行傅立叶变换,得到原测量数据 h (n 、 m 、 x) 和参考测量数据 r (n 、 m 、 x) (S30、S33)。

接着,对相位修正后的原测量数据 h (n 、 m 、 x) 和参考测量数据 r (n 、 m 、 x)、通过在下面所示的式(3)和(4)进行复数加法运算(S35)。

$$\text{re}\{S(n, m, x)\} = \text{re}\{h(n, m, x)\} + \text{re}\{r(n, m, x)\} \quad (3)$$

$$\text{im}\{S(n, m, x)\} = \text{im}\{h(n, m, x)\} + \text{im}\{r(n, m, x)\} \quad (4)$$

在于各回波信号的取样中产生的回波信号的取样中,即使有线性或非线性的相位误差,通过以相同的相位编码量,对使读取倾斜磁场脉冲的极性相反而得到的原测量数据和参考测量数据进行复数加法运算,相位误差能够相互抵消。对由复数加法运算得到的数据、分别在相位编码方向进行傅立叶变换(S37),能够制作出没有N/2假影的图像I(x, y)(S38)。

图10是表示出现N/2假影的图,在图像区域101中,表示假影区域103出现的状态。图11是表示在由EPI脉冲序列测量的回波信号的k空间的收集轨迹的图。由于读出方向倾斜磁场的极性交互反转,在奇数回波信号201、203、205、207和偶数回波信号202、204、206中,回波信号收集轨迹为相反。并且,通过使倾斜磁场的极性高速反转而带来的涡流及磁场的不完备性等,在偶数回波信号202、204、206和奇数回波信号201、203、205、207会产生相位差,图像再构成时会出现N/2假影。通过上述S11的复数加法运算,能够使该偶数回波信号和奇数回波信号的相位差抵消,进行抑制出现N/2假影的图像再构成及显示。

如以往的修正方法,预先取得与原测量的相位差的修正用数据,在基于该修正用数据进行相位修正中,由于有修正数据取得时和测量时的时间间隔,所以伴随该时间间隔受到一时的静磁场不均匀等带来的影响。但在这里,在本发明中,由于对相邻的扫描的测量数据进行复数加法运算,所以没有取得数据的时间间隔,即使一时地受到静磁场不均匀等带来的影响,该影响也不会留在图像上。

接着,对本发明的第2实施例的连续拍摄中的测量(以下称为「动态的测量」)的数据处理,使用图7进行说明。图7是表示动态的测量中的信号处理的顺序的概略图。Scan A61、Scan B63、Scan A65和Scan B67是分别执行1个图像再构成的脉冲序列的扫描,是交互改变读出方向倾斜磁场的极性顺序的扫描。将对Scan A61的测量数据69进行相位修正的数据77和对Scan B63的测量数据71进行相位修正的数据79进行复数加法运算,得到图像I1(x, y)91。接着,将对Scan B63的测量

数据进行相位修正的数据 79 和对 Scan A65 的测量数据进行相位修正的数据 81 进行复数加法运算, 得到图像 I2 (x、y) 93。同样, 对进行了相位修正的数据 81 和 83 进行复数加法运算, 得到图像 I3 (x、y) 95。各 Scan, 由于交互地改变读出方向倾斜磁场的极性顺序, 所以由相邻的 Scan 得到的测量数据、在相同相位编码量时, 读出方向倾斜磁场的极性相反, 因此, 在回波信号的取样中, 即使有线性或非线性的相位误差, 通过复数加法运算也能够使相位误差抵消。其结果, 图像 I1 (x、y) 91、图像 I2 (x、y) 93、图像 I3 (x、y) 95, 能够抑制出现 $N/2$ 假影。即使在这样连续拍摄的时候, 由于在本发明中对相邻的扫描的测量数据进行复数加法运算, 所以没有取得数据的时间间隔, 即使一时地受到静磁场不均匀等带来的影响, 该影响也不会留在连续拍摄的图像上。

图 7 与图 1 同样, 进行读出方向傅立叶变换、相位编码傅立叶变换, 但在图中省略记载。另外, 对相位修正 77、79、81、83 也可以与第 1 实施例同样省略。

接着, 对本发明的第 3 实施例、使用图 8 和图 9 进行说明。图 8 和图 9 是脉冲序列图, 与第 1 实施例不同点是无论哪一个给与读出方向偏移的 Gf 脉冲 40、44 的极性都相同。由此, 为了测量是相同的相位编码量、并且 Gf 脉冲的极性相反的 2 种回波信号, 在图 8 的序列中使相位编码倾斜磁场脉冲 37 的施加时间仅错开回波间隔 Δt 时间, 如往常那样, 使极性反转并反复施加 Gf 脉冲 42。这时, 不测量图 8 的第 1 回波信号 50a。在图 9 中, 使与图 8 相位编码量相同且使 Gf 脉冲的极性相反地在经过 Δt 时间后施加 Gf 脉冲 48。并且, 将由图 8 的回波信号 50b 和图 9 的回波信号 52b、图 8 的回波信号 50c 和图 9 的回波信号 52c 等得到的数据、分别进行复数加法运算, 抵消相位误差而再构成图像。通过将相位编码倾斜磁场脉冲的施加时间、仅错开回波间隔 Δt 时间, 可扩大施加相位编码倾斜磁场脉冲的自由度, 在所希望的时间能够得到回波信号。另外, 这时也修正静磁场不均匀等带来的相位误差, 可选择更鲜明的图像, 所以在进行复数加法运算之前, 进行相位修正是理想的。

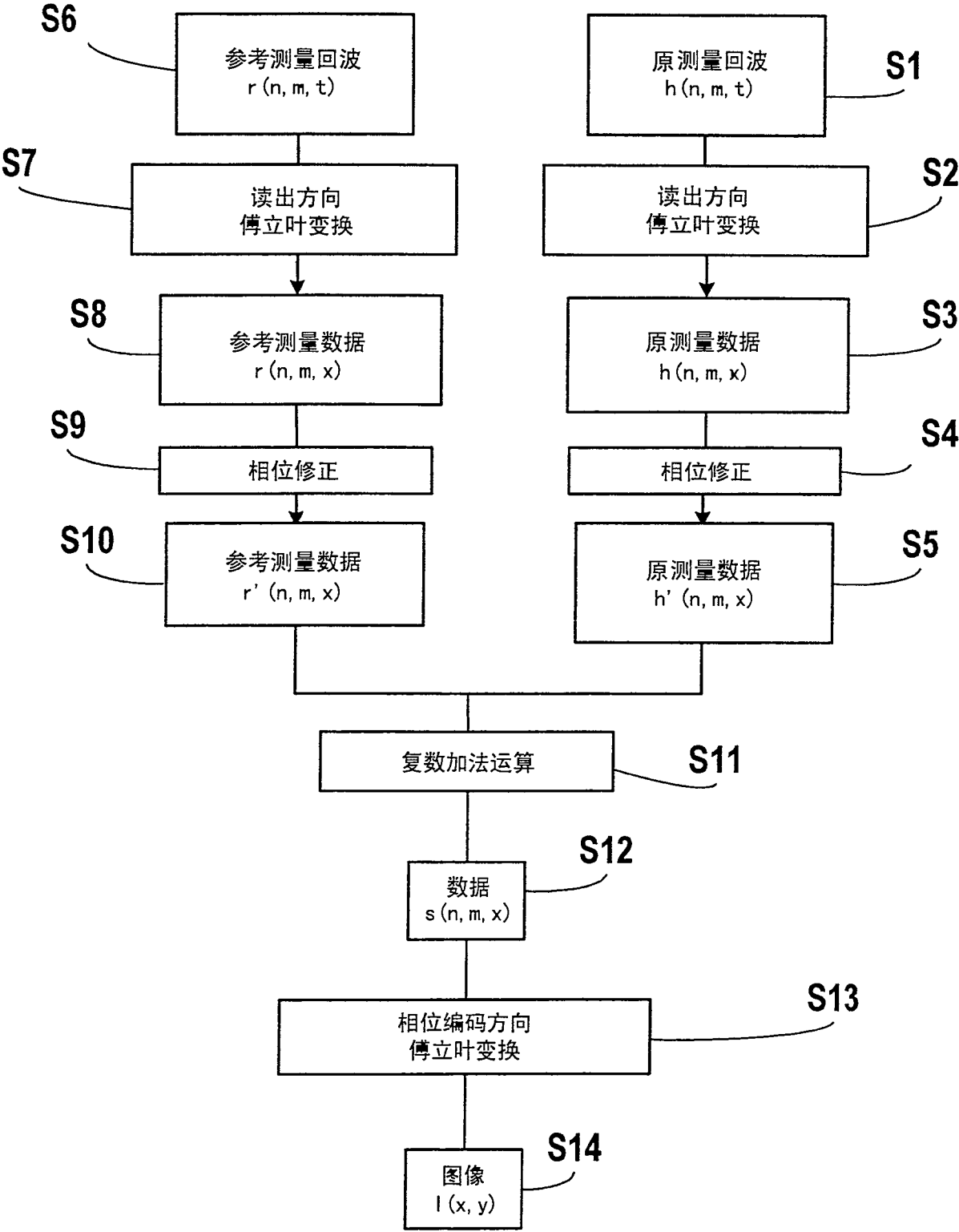


图 1

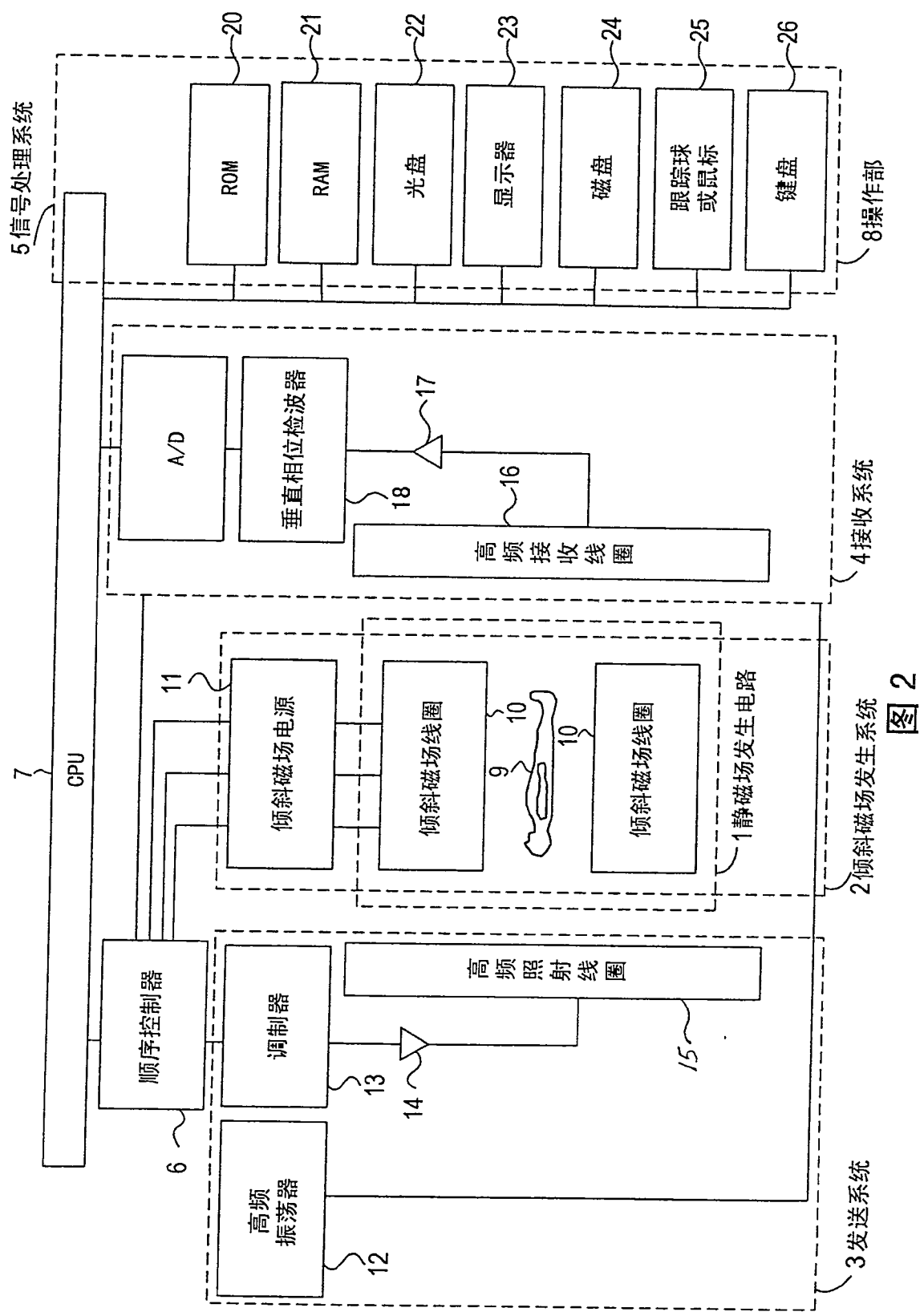


图 2

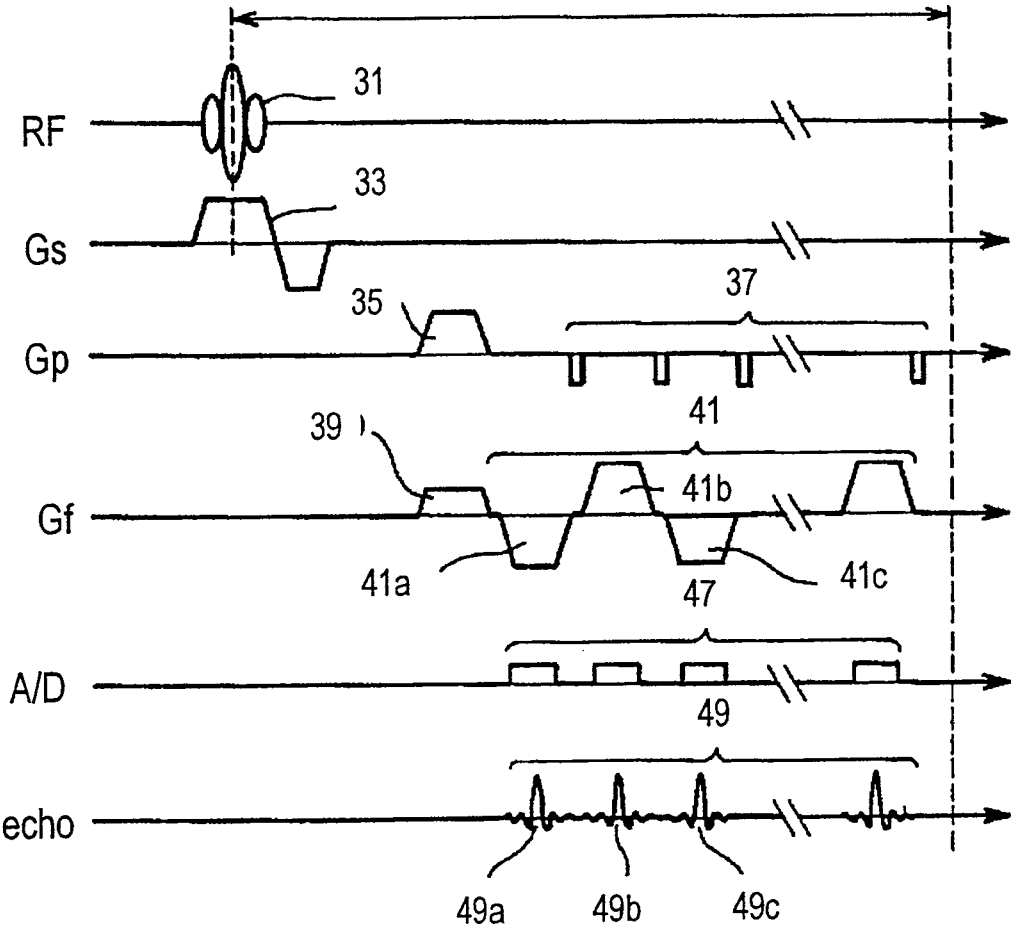


图 3

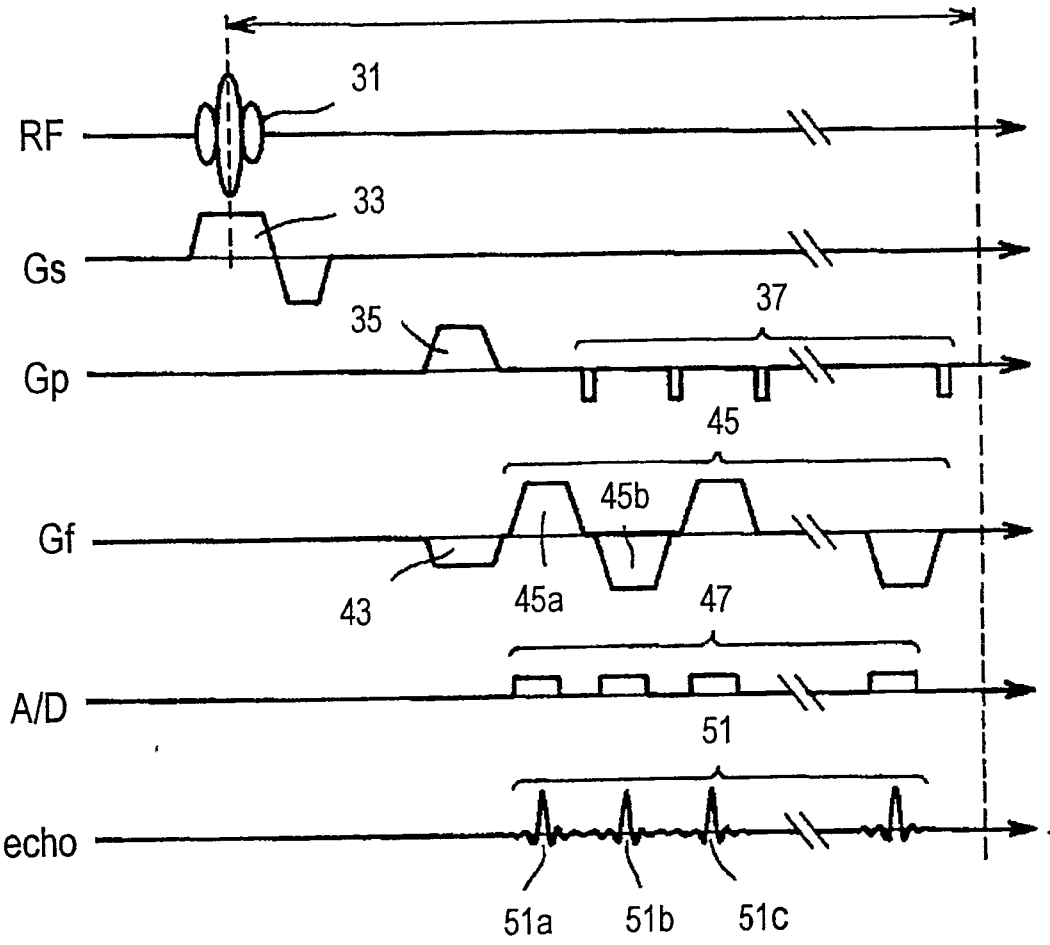


图 4

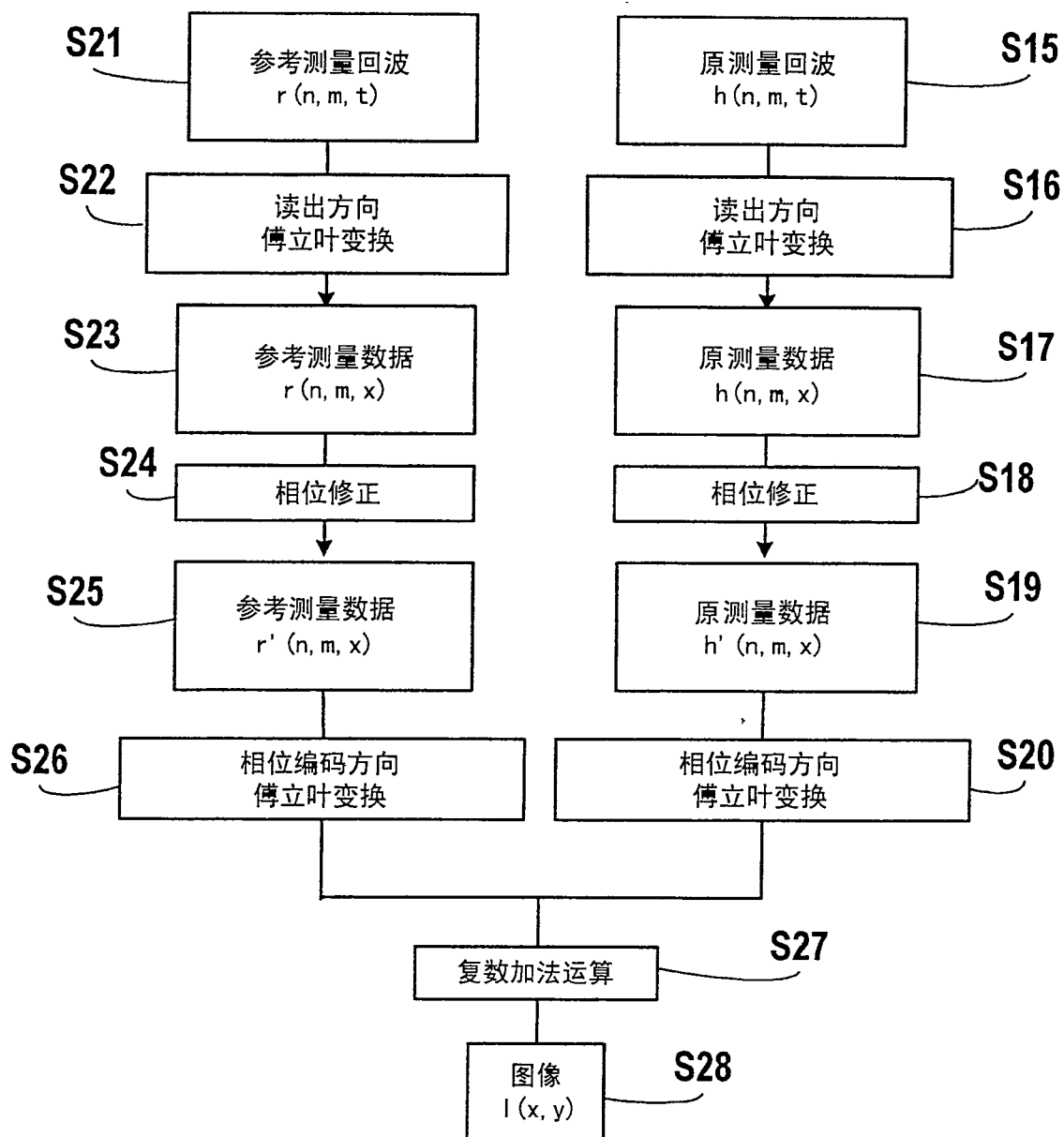


图 5

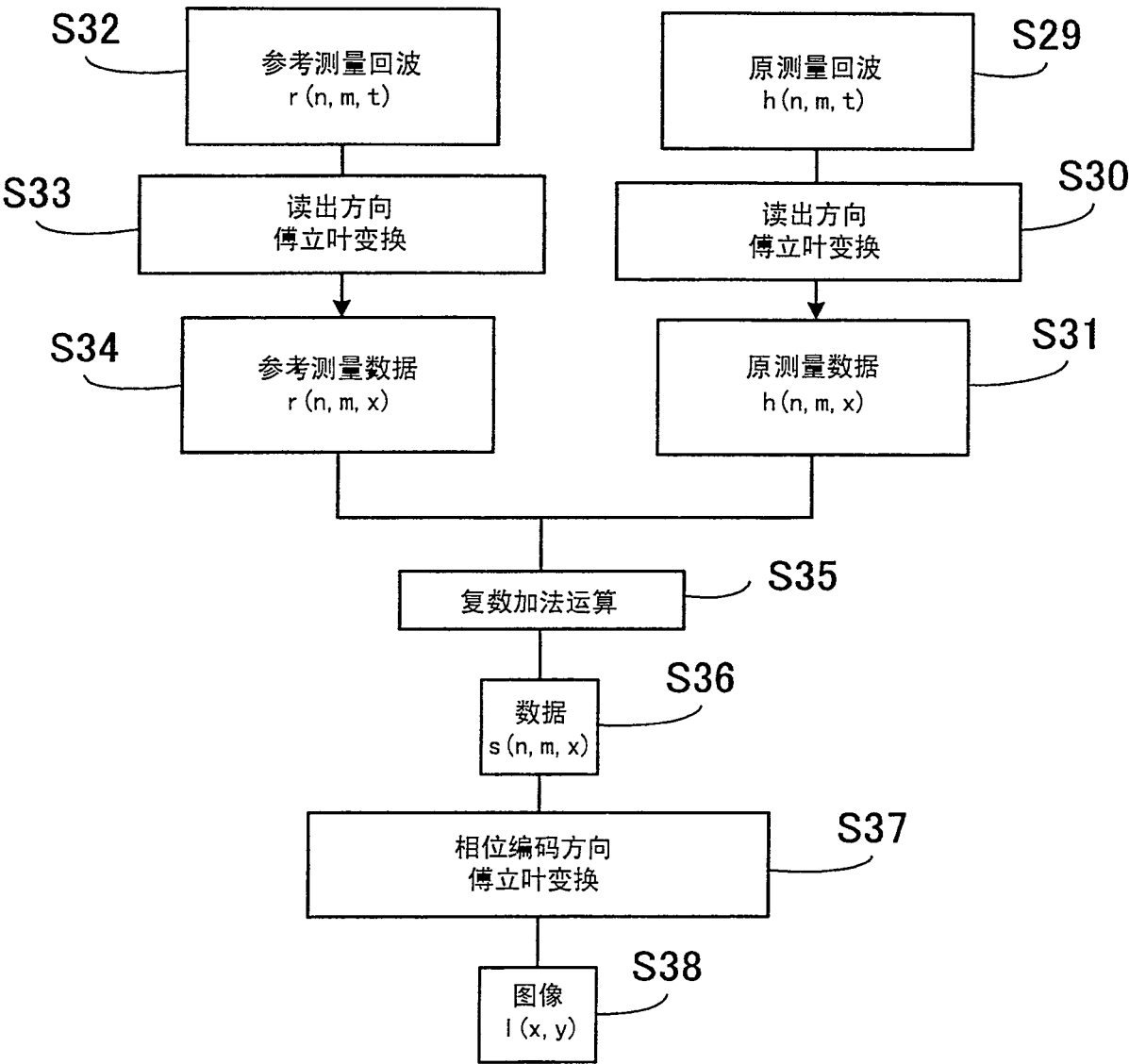


图 6

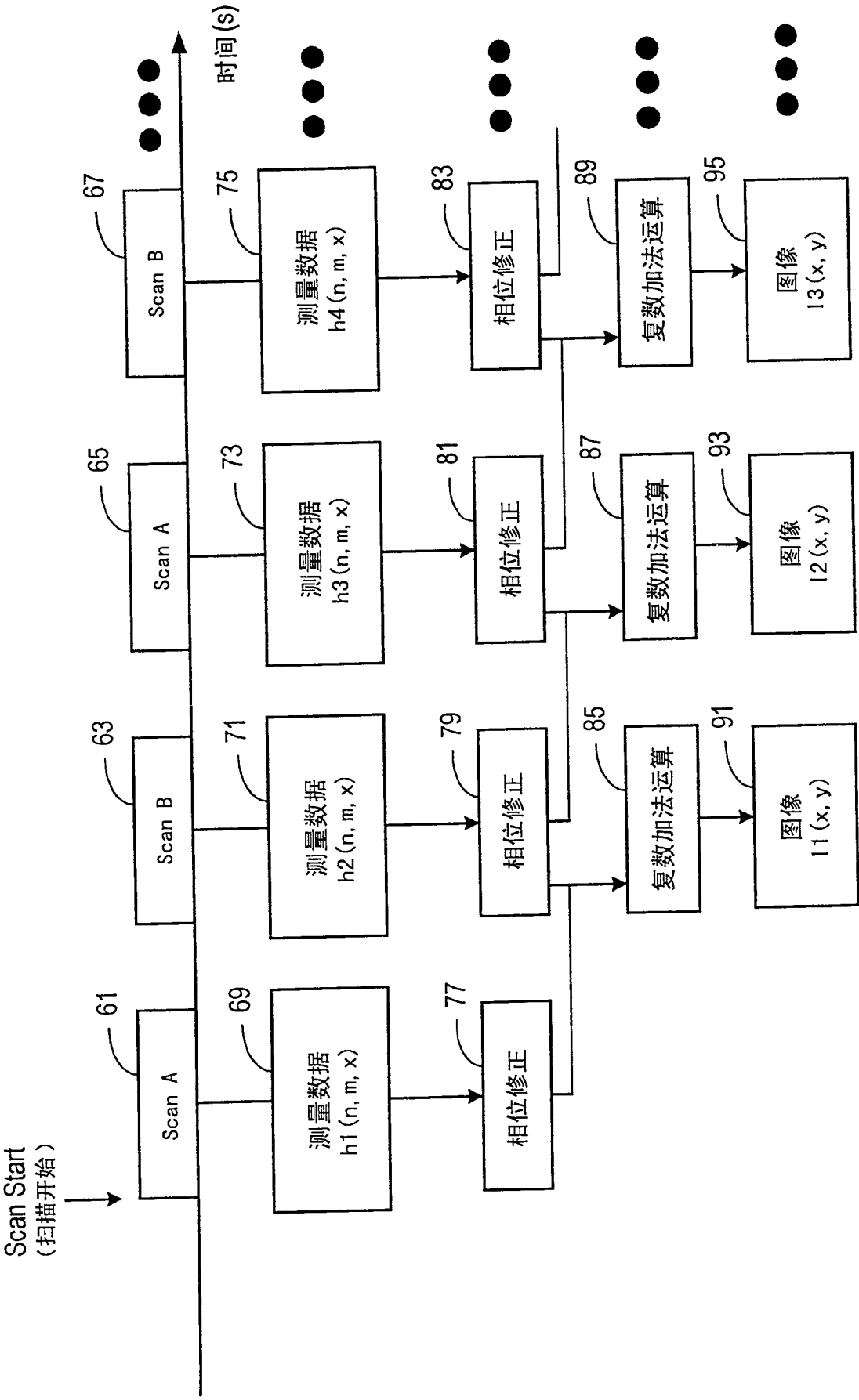


图 7

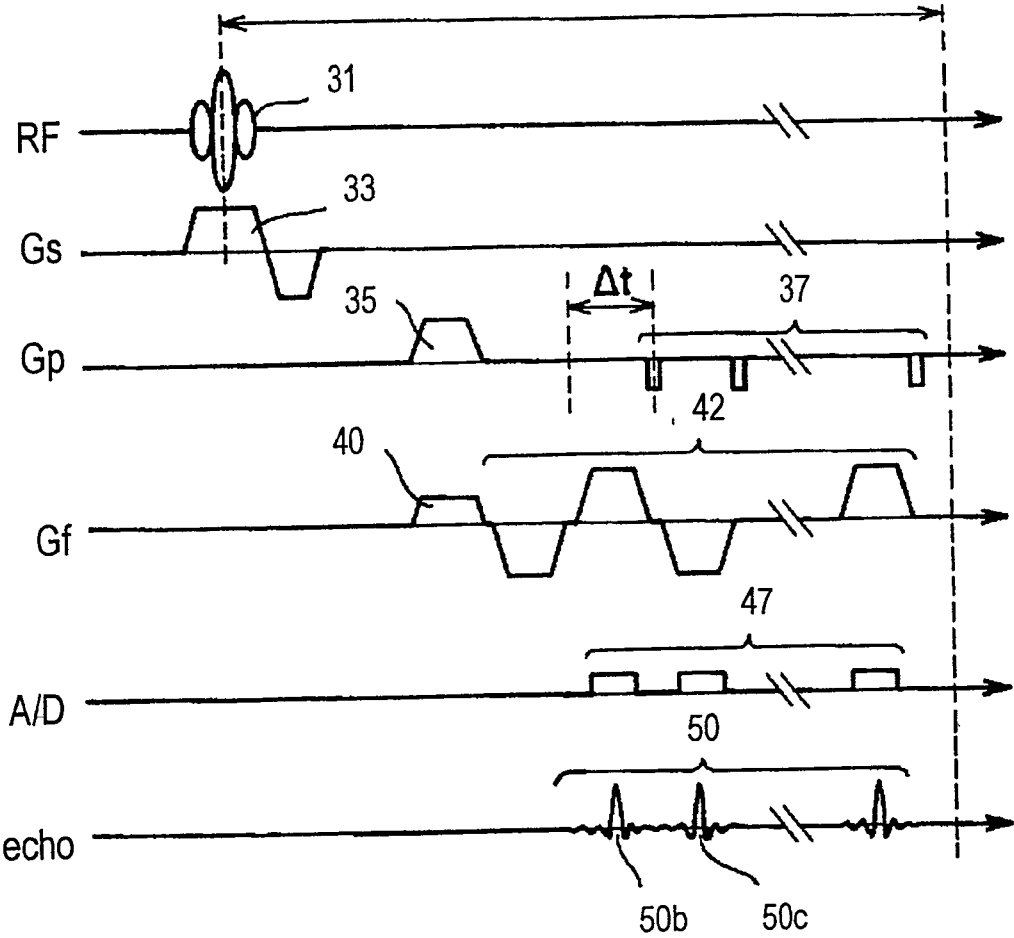


图 8

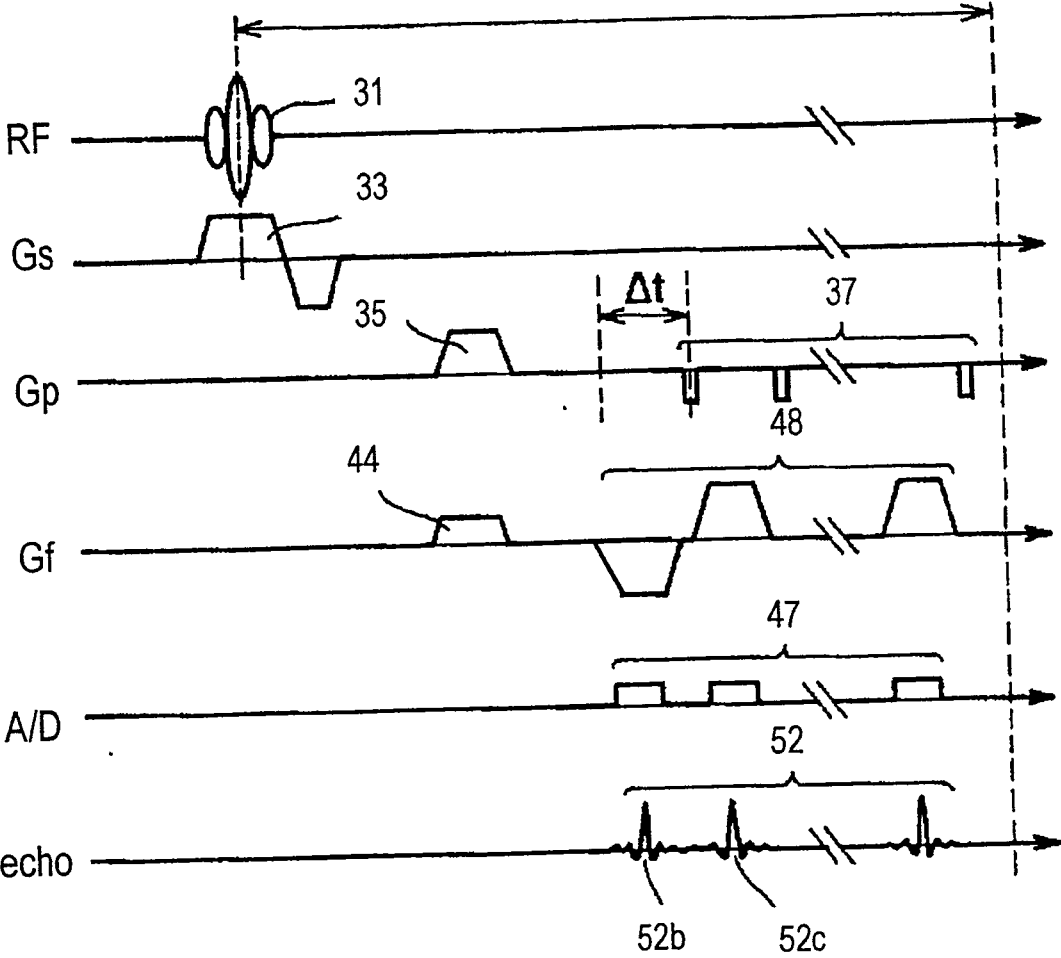


图 9

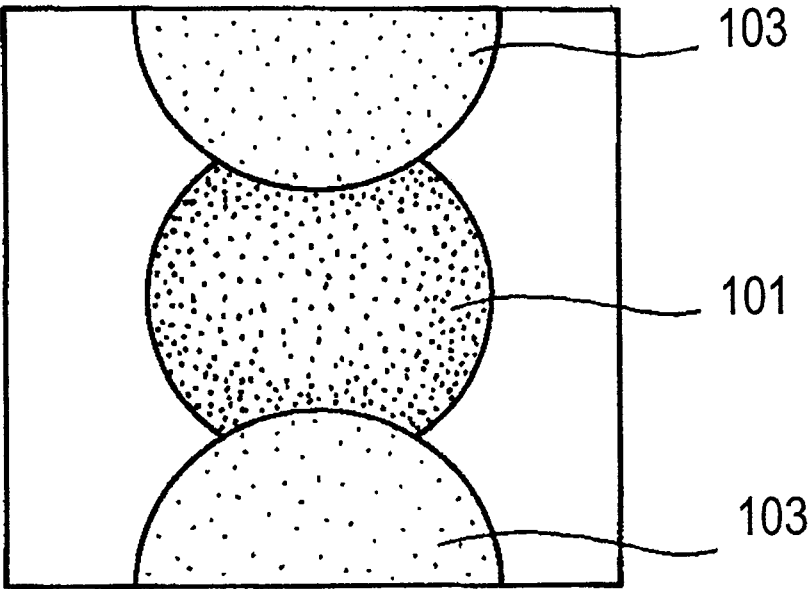


图 10

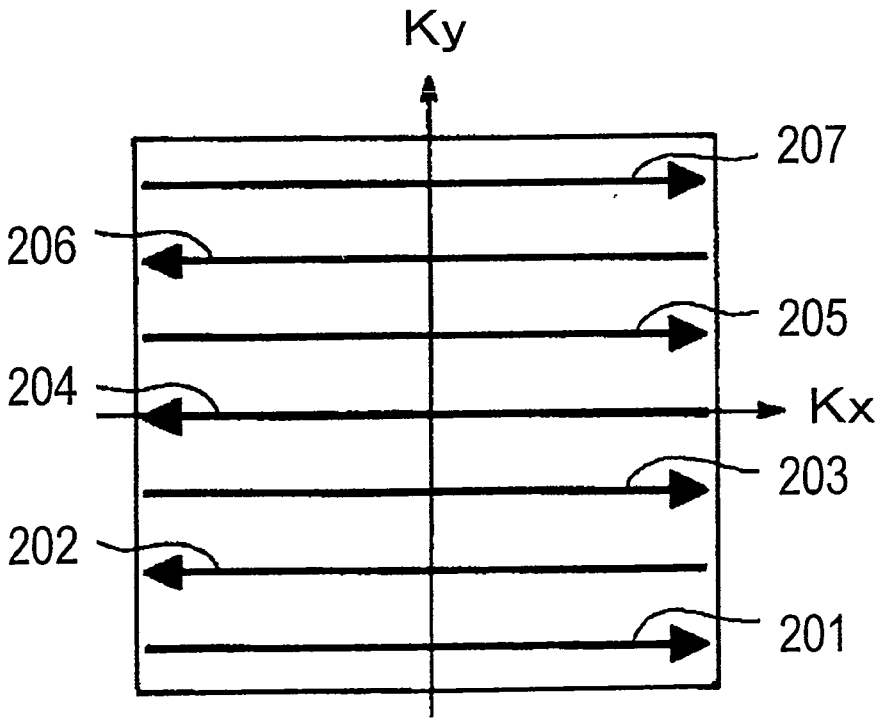


图 11