

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/055

G01R 33/3415



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02817757.6

[43] 公开日 2004 年 12 月 8 日

[11] 公开号 CN 1553784A

[22] 申请日 2002.9.13 [21] 申请号 02817757.6

[30] 优先权

[32] 2001.9.13 [33] JP [31] 277891/2001

[86] 国际申请 PCT/JP2002/009392 2002.9.13

[87] 国际公布 WO2003/024327 日 2003.3.27

[85] 进入国家阶段日期 2004.3.11

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 高桥哲彦 涩泽将宏

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

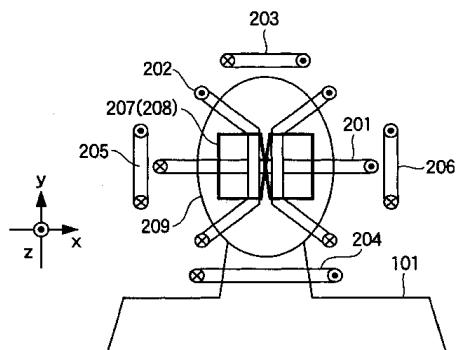
代理人 刘晓峰

权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 7 页

[54] 发明名称 磁共振成像方法和仪器以及 RF 接收线圈装置

[57] 摘要

对病人(209)设置 RF 接收装置，所述 RF 接收装置包括在互相正交的至少两个方向(x, y, z)上设置的至少三个 RF 接收线圈(203、201(或 202)、204)，(205, 202(或 201)、206)，(207、201(或 202)、208)。上述两个方向中的任意一个方向(x)沿着相位编码方向设置，通过执行脉冲序列并同时减少相位编码步骤来测量磁共振信号，利用沿预定的相位编码方向布置的至少三个 RF 接收线圈(205、202(或 201)、206)测得的磁共振信号和各个 RF 接收线圈的灵敏度分布，通过算述运算除去图像混叠。



1. 一种磁共振成像方法，包括以下步骤：

对病人设置 RF 接收线圈的步骤，所述 RF 接收线圈具有预定的灵敏度
5 分布，并包括具有第一尺寸的高灵敏度区域的主 RF 接收线圈和辅助 RF 接
收线圈，每个辅助 RF 接收线圈具有第二尺寸的高灵敏度区域并跨过主 RF
接收线圈而设置，所述第二尺寸小于主 RF 接收线圈的尺寸；

通过对病人施加梯度磁场和高频磁场，同时减少相位编码步骤来测量
来自病人诊断部位的磁共振信号；

10 根据由 RF 接收线圈接收的磁共振信号，并根据 RF 接收线圈的灵敏度
分布，通过执行算术运算来获得没有图像混叠的 MR 图像；和
显示这样获得的 MR 图像的步骤。

15 2. 根据权利要求 1 所述的磁共振成像方法，其特征在于，获得没有
图像混叠的 MR 图像的步骤包括步骤：基于主 RF 接收线圈和各个辅助 RF
接收线圈所测得的磁共振信号、主和辅助 RF 接收线圈的灵敏度分布以及
没有图像混叠的 MR 图像数据之间的相关关系获得联立方程，执行该联立
方程的矩阵计算。

20 3. 根据权利要求 1 所述的磁共振成像方法，其特征在于，
主 RF 接收线圈的第一高灵敏度区域的尺寸是覆盖病人的诊断部位的
尺寸；

辅助 RF 接收线圈包括两或三组多个辅助 RF 接收线圈；

包括在各组中的多个辅助 RF 接收线圈设置在跨过诊断部位的位置处，
它们的线圈表面沿两或三个方向彼此面对以便各组的线圈轴线彼此正交；
和

25 获得没有图像混叠的 MR 图像的步骤通过基于磁共振信号并基于这些
线圈的灵敏度分布执行算术运算来消除图像混叠，其中所述磁共振信号是
由主 RF 接收线圈和沿相位编码方向设置的一组多个辅助 RF 接收线圈所接
收的。

30 4. 根据权利要求 3 所述的磁共振成像方法，其特征在于，获得没有
图像混叠的 MR 图像的步骤包括这样的步骤：基于主 RF 接收线圈和一组多

个辅助 RF 接收线圈所测得的磁共振信号、主 RF 接收线圈和一组多个辅助 RF 接收线圈的灵敏度分布以及没有图像混叠的 MR 图像数据之间的相关关系获得联立方程，执行该联立方程的矩阵计算。

5. 根据权利要求 1-4 中任意一项所述的磁共振成像方法，其特征在于，
主 RF 接收线圈和各个辅助 RF 接收线圈以这样的方式设置：主 RF 接收线圈的第一灵敏度区域与各个辅助 RF 接收线圈的第二灵敏度区域至少在它们的边缘处交叠。

6. 一种磁共振成像方法，包括以下步骤：

对病人设置 RF 接收线圈的步骤，所述 RF 接收线圈包括设置在至少两个正交方向中的每一个方向上的至少三个 RF 接收线圈，所述 RF 接收线圈沿各个方向具有预定的灵敏度分布；

设置两个方向中的任一个方向作为相位编码方向，并通过在减少相位编码步骤的同时执行脉冲序列来测量从病人发出的磁共振信号，根据设置在设定的相位编码方向上的至少三个 RF 接收线圈所测量的磁共振信号，
15 并根据沿设定相位编码方向设置的至少三个 RF 接收线圈所测得的磁共振信号，以及根据各个 RF 接收线圈在相位编码方向上的灵敏度分布，通过执行算术运算来获得没有图像混叠的 MR 图像；和

显示这样获得的 MR 图像的步骤。

7. 根据权利要求 6 所述的磁共振成像方法，其特征在于，至少三个
20 线圈包括设置到病人的诊断部位的主 RF 接收线圈，以及跨过诊断部位彼此面对设置的至少两个 RF 辅助接收线圈，并且，辅助 RF 接收线圈的灵敏度区域比主 RF 接收线圈的灵敏度区域窄。

8. 一种磁共振成像仪器，包括：

磁场产生装置，用于以预定的脉冲序列对处于静态磁场中的病人施加
25 梯度磁场和高频磁场，同时减少相位编码步骤；接收线圈组，包括多个用于接收从病人产生的核磁共振信号的 RF 接收线圈；以及图像重建装置，其通过处理核磁共振信号重建图像，其中

所述接收线圈组包括至少一个主 RF 接收线圈，所述主 RF 接收线圈在病人的诊断部位具有高灵敏度区域；还包括至少两组辅助 RF 接收线圈组，
30 每组辅助 RF 接收线圈组包括沿至少两个正交方向中的每一个方向跨过诊

断部位彼此面对地设置的至少两个辅助 RF 接收线圈，并且各个辅助 RF 接收线圈的高灵敏度区域比主 RF 接收线圈的高灵敏度区域窄；和

所述图像重建装置基于主 RF 接收线圈和沿着至少一个相位编码方向彼此面对地设置的至少一组各个辅助 RF 接收线圈所测得的磁共振信号，

5 并基于这些 RF 接收线圈的灵敏度分布，通过执行算术运算来消除图像混叠。

9. 根据权利要求 8 所述的磁共振成像仪器，其特征在于，三组的辅助 RF 接收线圈组沿三个正交方向设置。

10. 一种磁共振成像仪器，包括：

10 磁场产生装置，用于以预定的脉冲序列对处于静态磁场中的病人施加梯度磁场和高频磁场，同时减少相位编码步骤；接收线圈组，包括多个用于接收从病人产生的核磁共振信号的 RF 接收线圈；以及图像重建装置，其通过处理核磁共振信号重建图像，其中

15 所述接收线圈组包括沿至少两个正交方向中的每一个方向设置的至少三个 RF 接收线圈，并且两个方向中的任一个方向被设置为相位编码方向；和

20 所述图像重建装置包括用于消除图像混叠的装置，所述装置利用 RF 接收线圈的沿相位编码方向设置的至少三个 RF 接收线圈接收的磁共振信号，并利用这些 RF 接收线圈的灵敏度分布，通过执行算术运算来消除图 像混叠。

11. 根据权利要求 10 所述的磁共振成像仪器，其特征在于，所述至少三个线圈包括设置到病人的诊断部位的主 RF 接收线圈，以及跨过诊断部位彼此面对地设置的至少两个辅助 RF 接收线圈，并且辅助 RF 接收线圈的灵敏度区域比主 RF 接收线圈的灵敏度区域窄。

25 12. 根据权利要求 8、9、11 中任一项所述的磁共振成像仪器，其特征在于，各个辅助 RF 接收线圈和主 RF 接收线圈以这样的方式设置：各个辅助 RF 接收线圈的灵敏度区域与主 RF 接收线圈的灵敏度区域至少在它们的边缘处交叠。

30 13. 根据权利要求 8-11 中任一项所述的磁共振成像仪器，其特征在于，主 RF 接收线圈是正交检测线圈。

14. 一种用于磁共振成像仪器的接收线圈装置，包括至少一个主 RF 接收线圈和至少两组辅助 RF 接收线圈组，每组辅助 RF 接收线圈组包括在跨过主 RF 接收线圈的位置处彼此面对设置的至少两个辅助 RF 接收线圈，其中所述至少两组辅助 RF 接收线圈组设置在彼此正交的至少两个方向上。

5 15. 根据权利要求 14 所述的用于磁共振成像仪器的接收线圈装置，其特征在于，主 RF 接收线圈具有尺寸覆盖整个诊断部位的灵敏度区域，各个辅助 RF 接收线圈具有比主 RF 接收线圈窄的灵敏度区域。

16. 根据权利要求 14 所述的用于磁共振成像仪器的接收线圈装置，其特征在于，主 RF 接收线圈是正交检测线圈。

10 17. 一种用于磁共振成像仪器的接收线圈装置，包括线圈组，其中每个线圈组包括沿三个正交方向中的每一个方向彼此面对设置的至少两个 RF 接收线圈。

15 18. 一种用于磁共振成像仪器的接收线圈装置，包括两个第一 RF 接收线圈，这两个第一 RF 接收线圈的线圈轴线彼此正交；以及两个第二 RF 接收线圈，这两个第二 RF 接收线圈跨过所述的两个第一 RF 接收线圈彼此面对地设置，并且它们的线圈轴线与所述两个第一 RF 接收线圈正交。

20 19. 一种用于磁共振成像仪器的接收线圈装置，包括两个第一 RF 接收线圈，这两个第一 RF 接收线圈的线圈轴线彼此正交；两个第二 RF 接收线圈，这两个第二 RF 接收线圈跨过所述的两个第一 RF 接收线圈彼此面对地设置，并且它们的线圈轴线与所述两个第一 RF 接收线圈正交；以及两个第三 RF 接收线圈，这两个第三 RF 接收线圈跨过所述第一 RF 接收线圈在至少一个第一 RF 接收线圈的线圈轴线方向上彼此面对地设置。

磁共振成像方法和仪器以及 RF 接收线圈装置

5 技术领域

本发明总的来说涉及一种磁共振成像（MRI）仪器，所述磁共振成像（MRI）仪器用来检测来自病人的氢、磷等的核磁共振成像信号（下文称作“NMR”），并将核自旋的密度分布、弛豫时间分布及其类似特性转换成图像。更具体而言，本发明涉及一种使用多个 RF（射频）接收线圈的 MRI 方法和仪器和适于所述 MRI 方法和仪器的 RF 接收线圈装置。
10

背景技术

MRI 仪器得到必要的回波信号，以通过重复地执行序列（sequence）来重建图像，同时改变相位编码的数量。因此，序列重复的次数可大大地影响获得图像的时间。当执行高速摄像时，通常使用多回波式序列，其在执行一次序列的同时，产生多个回波信号，以及一种序列，其重复间隔缩短到几微秒或几十微秒。然而，这些序列可恶化图像对比度或歪曲图像。
15

作为对照，又提出了一种称作并行 MRI 方法的高速摄像方法，所述并行 MRI 方法使用多个 RF 接收线圈。在这种方法中，通过减少相位编码步骤执行测量，可减少重复序列重复的次数。通常，当通过减少相位编码步骤而执行测量时，在图像中发生混叠（aliasing）。然而，在这种方法中，根据各个 RF 接收线圈的灵敏度分布，通过展开图像的混叠部分而消除混叠。作为消除混叠的方法，已知根据各个 RF 接收线圈的灵敏度分布执行矩阵计算的信号处理方法（SENSE：Sensitivity Encoding for Fast MRI（Klass P. Pruessmann et al, Magnetic Resonance in Medicine 42:pp 952–962(1999)），及其类似方法。即，由于具有混叠的图像被叠加在图像的混叠部分中，通过建立联立方程以及通过矩阵计算解联立方程，可消除各个图像的混叠，其中所述联立方程表示从各个 RF 接收线圈的 NMR 信号重新构造并具有混叠的图像的信号值（像素值）、各个 RF 接收线圈的灵敏度分布以及已经消除混叠的各个 RF 接收线圈的图像的信号值（像素值）
20
25
30

之间的关系。原则上，与使用的线圈一样多的相位编码的数量可以通过矩阵计算被减少，从而拍摄时间可被缩短。

作为上述并行 MRI 方法的现有技术，已知日本未审查专利申请公开出版物 no. 2001-161657 中公开了一种技术。该现有技术采用多阵列式接收线圈，包括两个接收线圈，所述两个接收线圈具有彼此分开的检测灵敏度区域并且以部分地和空间地交叠的状态在一个平面中并列。

然而，在上述现有技术中公开的接收线圈的缺点是：MRI 仪器的可沿任意方向获得剖面图像的优点不能被充分地利用。这是由于相对于线圈设置平面，线圈的灵敏度区域被窄化了，并且在垂直于线圈设置方向的方向中不能设置大的视场。即，在接收线圈中，任意地设置相位编码方向或对应于视场方向的读出方向受到限制。特别是，还没有提出多个 RF 接收线圈，它们可用于垂直磁场的 MRI 仪器中并可以任意的方向设置相位编码。

此外，在以下文献中公开了多阵列式接收线圈：“Array Head Coil for Improved Functional MRI” (Christoph Leaussler), 1996 ISMRM abstract p. 249, “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, “8-element QD domed head array coil using inductive decoupler” (Tetsuhiko Takahashi, et al), 1998 ISMRM abstract p. 2028, “Head-neck quadrature multiple RF coil for vertical magnetic field MRI (Tetsuhiko Takahashi, Yoshikuni Matsunaga), 1997 ISMRM abstract p. 1521, “Multiple RF coil ni yoru toukeibu MRI no kousiya koukando ka (Increase in Field of View and Sensitivity of Head-Neck MRI by Multiple RF coils)” (TAKAHASHI Tetsuo, Nagamatsu Yoshikuni), 25 Medical Imaging Technology, vol 15, no. 6, pp. 734-741(1997), “Four Channel Wrap-around Coil with Inductive Decouple RF or 1.5T Body Imaging” (T. Takahashi et al), 1995 ISMRM abstract p. 1418, 以及“MRI you koukando wrap-around RF coil-induction decoupler no multiple RF coils eno tekiyou (Application of High Sensitivity 30 Wrap-around RF Coil-Induction Decoupler for MRI to Multiple RF

Coils)" , Journal of The Institute of Electronics, Information, and Communication Engineers, Vol. J80-D-II, no. 7, pp. 1964-1971(1997).

迄今为止，提出了如上所述的各种类型的多个 RF 接收线圈并用于实践中。然而，它们是最佳地设置以主要用于合成相位阵列 (synthesize phased arrays) 的线圈，对于并行 MRI 方法并不总是最佳的。即，当已知多个 RF 接收线圈被应用于平行 MRI 方法中时，用于消除混叠的矩阵计算误差会根据情况而增加。因此，由于不能稳定地执行消除混叠的算术运算，在短时间内不能获得具有良好质量的图像。

然而，当可以以高速度在宽视场中执行拍摄的平行 MRI 方法在商业上变为实际可行时，希望有一种可通过平行 MRI 方法重建任意剖面的图像的仪器。

因此，本发明的对象是提供一种磁共振成像方法和仪器，所述仪器可以平行 MRI 方法在短时间内获得具有极好质量的图像。

并且，除了上述目的外，本发明的另一个目的是提供一种磁共振成像方法和仪器，所述仪器能够改善相位编码方向的任意设置性能。

特别是，本发明的一个目的是提供一种用于平行 MRI 方法的 RF 接收线圈装置，所述装置适合于垂直磁场 MRI。

发明内容

为了实现上述目的，发明人努力地研究关于 RF 接收线圈的定位和适合于平行 MRI 测量的各个线圈的灵敏度分布。结果，发明人得到了本发明，发现：当具有极大差别的灵敏度分布或灵敏度区域的多个 RF 接收线圈中的每一个沿相位编码方向设置时，在平行 MRI 方法中可稳定地执行消除混叠的算术运算，并且可以高速度获得具有高质量的图像。

即，本发明的磁共振成像方法的特征在于，包括设置 RF 接收线圈的步骤，所述 RF 接收线圈包括设置在至少两个正交方向中的每一个方向上的至少三个 RF 接收线圈，所述 RF 接收线圈沿各个方向具有预定的灵敏度分布，设置两个方向中的任一个方向作为相位编码方向，并通过在减少相位编码步骤的同时执行脉冲序列来检测从病人发出的磁共振信号，根据设置在设定的相位编码方向上的至少三个 RF 接收线圈所测量的磁共振信号，

并根据各个 RF 接收线圈在相位编码方向上的灵敏度分布，通过执行算术运算来获得没有图像混叠的 MR 图像，显示这样获得的 MR 图像。

在这种情况下，优选的是，至少三个线圈包括设置到病人的诊断部位的主 RF 接收线圈，以及跨过诊断部位彼此面对设置的至少两个 RF 辅助接收线圈，并且，辅助 RF 接收线圈的灵敏度区域比主 RF 接收线圈的灵敏度区域窄。
5

这里，RF 接收线圈的灵敏度区域是指具有给定的灵敏度水平的线圈在其轴向方向上的区域膨胀，并被称作 RF 接收线圈的视场。因此，当位于两侧的 RF 接收线圈的灵敏度区域比位于中心的 RF 接收线圈的灵敏度区域窄时，灵敏度区域，即这些 RF 接收线圈的视场沿着相位编码方向相对于彼此极大地偏移。换句话说，离散地设置在相位编码方向上的三个 RF 接收线圈的灵敏度区域或灵敏度分布彼此具有很大的不同。结果，在根据这三个 RF 接收线圈的灵敏度分布执行的消除混叠的算术运算中，由于对应于像素值的各个 RF 接收线圈的灵敏度有很大的不同，在矩阵运算中不容易出现误差，从而能够稳定和可靠地执行消除混叠的算术运算。
10
15

顺便提及，已知沿着轴向的 RF 接收线圈的灵敏度区域大体与线圈的直径相同。因此，当将位于两侧的 RF 接收线圈的直径设置得小于位于中心的 RF 接收线圈直径时，可提供灵敏度区域具有很大差别的三个 RF 接收线圈。

此外，优选的是，位于两侧的 RF 接收线圈和位于中心的 RF 接收线圈以这样的方式设置，即，位于两侧的 RF 接收线圈的灵敏度区域与位于中心的 RF 接收线圈的灵敏度区域至少在它们的边缘处交叠。
20

本发明的另一种磁共振成像方法的特征在于，包括以下步骤：对病人设置 RF 接收线圈，所述 RF 接收线圈具有预定的灵敏度分布，并包括具有第一尺寸的高灵敏度区域的主 RF 接收线圈，以及辅助 RF 接收线圈，每个辅助 RF 接收线圈具有比主 RF 接收线圈小的第二尺寸的高灵敏度区域并且跨过主 RF 接收线圈设置，通过对病人施加梯度磁场和高频磁场同时减小相位编码步骤，从病人的诊断部位检测磁共振信号，根据由 RF 接收线圈接收的磁共振信号并根据 RF 接收线圈的灵敏度分布，执行算术运算，以获得没有图像混叠的 MR 图像，以及显示这样获得的 MR 图像。
25
30

根据上述磁共振成像方法，可通过具有较大灵敏度区域，即具有较大的视场，的主 RF 接收线圈获得具有高质量的均匀图像，从而可获得具有极佳的均匀度的图像。

在这种情况下，优选的是，各个辅助 RF 接收线圈和主 RF 接收线圈以这样的方式设置，即，前者的灵敏度区域与后者的灵敏度区域至少在它们的边缘处交叠。此外，获得没有图像混叠的 MR 图像的步骤可包括步骤：根据主 RF 接收线圈和各个辅助 RF 接收线圈所测得的磁共振信号、主和辅助 RF 接收线圈的灵敏度分布以及没有图像混叠的 MR 图像数据之间的相关关系获得联立方程，执行此联立方程的矩阵计算。

此外，当两或三组辅助 RF 接收线圈分别跨过诊断部位沿着两或三个正交方向设置时，其中所述每个辅助 RF 接收线圈组包括至少两个辅助 RF 接收线圈，根据主 RF 接收线圈和一组辅助 RF 接收线圈所接收的 NMR 信号，并根据各个 RF 接收线圈的灵敏度分布，可消除剖面图像的混叠，其中各个辅助 RF 接收线圈沿相位编码方向彼此面对地设置。即，由于两或三组辅助 RF 接收线圈以这样的方式设置以便检测互相正交的两或三个轴线的磁场，通过从两或三组 RF 接收线圈中选择沿相位编码方向设置的一组辅助 RF 接收线圈组，可改善相位编码方向的任意设置性能。特别是，当采用三组辅助 RF 接收线圈组时，可使用任意的方向作为相位编码方向来执行平行 MRI 测量，并且可获得具有高均匀性的图像。此外，沿所述方向出现的图像混叠可被可靠地除去。利用上述的结构，任一个任意的剖面图像可以高速进行拍摄。

作为对照，本发明的磁共振成像仪器的特征在于，包括磁场产生装置，用于以预定的脉冲序列对处于静态磁场中的病人施加梯度磁场和高频磁场，同时减少相位编码步骤；接收线圈组，包括多个用于接收从病人产生的核磁共振信号的 RF 接收线圈；以及图像重建装置，其通过处理核磁共振信号重建图像，其中所述接收线圈组包括设置在至少两个正交方向中的每一个方向上的至少三个 RF 接收线圈，两个方向中的任意一个方向被设定为相位编码方向，所述图像重建装置包括用于消除图像混叠的装置，其利用 RF 接收线圈的至少三个 RF 接收线圈所接收的磁共振信号，以及利用这些 RF 接收线圈的灵敏度分布来执行算术运算，所述 RF 接收线圈设置在

相位编码方向上。

此外，代替上述的接收线圈组，可以利用如下的接收线圈组，其包括至少一个主 RF 接收线圈和两或三组辅助 RF 接收线圈，每组包括至少两个辅助 RF 接收线圈，其中主 RF 接收线圈在病人的诊断部位具有高灵敏度区域，每组辅助 RF 接收线圈跨过诊断部位沿两或三个正交方向彼此面对地设置，并具有比主 RF 接收线圈更窄的高灵敏度区域。在这种情况下，所述图像重建装置重建图像，其中根据由主 RF 接收线圈和沿着相位编码方向彼此面对地设置的一组辅助 RF 接收线圈，并根据这些线圈的灵敏度分布，执行算术运算，以消除图像混叠。

10 此外，正交方向线圈（QD 线圈）可被用作主 RF 接收线圈。

另一方面，本发明的接收线圈装置可通过至少一个主 RF 接收线圈和多个辅助 RF 接收线圈来实现，其中主 RF 接收线圈具有灵敏度区域，所述区域的尺寸可覆盖整个诊断部位，所述每个辅助 RF 接收线圈具有比主 RF 接收线圈窄的灵敏度区域，其中辅助 RF 接收线圈被分成三组辅助 RF 接收线圈组，包括在每组中的辅助 RF 接收线圈可在跨过主 RF 接收线圈的位置处彼此面对地设置，并且包括各组辅助 RF 接收线圈的辅助 RF 接收线圈组可被设置在互相正交的三个方向上。

15 在这种情况下，大体上覆盖整个诊断部位的具有较大视场的 QD 线圈可被用作主 RF 接收线圈。如上所述，通过组合 RF 接收线圈，在不同类型的 MRI 方法中可获得具有高质量的图像，所述 MRI 方法包括平行 MRI 方法，其中每个 RF 接收线圈具有不同的目的。

附图说明

- 20 图 1 示出了应用本发明的 MRI 仪器的总体结构视图；
图 2 示出了本发明的 RF 探测器的实施例的视图；
图 3 示出了本发明的 RF 探测器的接收单元的结构视图；
图 4 是说明普通梯度回声的序列的视图；
图 5 (A) 至 5 (D) 是说明由并行 MRI 所执行的测量的视图；
图 6 (A) 和 6 (B) 是说明本发明中的并行 MRI 方法的视图；
30 图 7 (A) 至 7 (C) 示出了本发明的 RF 探测器的另外实施例的视图；

图 8 示出了本发明的 RF 探测器的另外实施例的视图。

具体实施方式

参照附图，下面将详细描述应用本发明的磁共振成像方法的 MRI 仪器。

5 图 1 示出了典型的 MRI 仪器的配置。MRI 仪器包括：磁体 102，用于在包括病人 101 的外周空间中产生垂直静态磁场；梯度磁场线圈 103，用于在所述空间产生梯度磁场；RF 线圈 104，用于在所述区域中产生高频磁场；以及 RF 探测器 105，其作为 RF 接收线圈装置，用于检测由病人 101 产生的 NMR 信号。所述 MRI 仪器进一步包括病人 101 躺在其上的床 112。

10 梯度磁场线圈 103 包括沿三个方向 x-、y-、z- 方向的梯度磁场线圈，以及这些线圈分别根据来自梯度磁场电源的信号产生梯度磁场。摄像剖面可根据施加梯度磁场的方式被设定为任意的方向。RF 线圈 104 产生具有与核自旋（nuclear spin）的共振频率相同频率的高频磁场，所述核自旋为被摄像的对象。尽管在 MRI 仪器中被摄像的对象通常为质子，所述普通质子为构成人体的主要物质，但对象并不限于质子。
15

核磁共振信号由信号检测单元 106 来检测，作为 RF 探测器 105 的信号，由信号处理单元 107 进行处理，并通过计算进一步转换成图像信号，所述核磁共振信号通过施加高频磁场由对象产生。图像被显示在显示单元 108 上。梯度磁场电源 109、RF 传输单元 110 和信号检测单元 106 由控制器 111 来控制。控制时序图通常也称作脉冲序列，根据摄像方法所确定的脉冲序列作为程序被预先装入控制器 111 的存储单元中。在本发明的 MRI 仪器中，为了执行作为摄像方法的并行 MRI 方法，所述摄像方法以预定的减少率通过减少相位编码步骤来执行测量，可通过控制器 111 的输入单元以预定的脉冲序列选择并行 MRI 方法，以及指定编码步骤的减少率。后面将描述利用并行 MRI 方法的摄像序列。
20
25

而且，本发明的 MRI 仪器利用包括多个 RF 接收线圈组的 RF 探测器，所述每一个 RF 接收线圈组作为适合并行 MRI 方法的 RF 探测器具有不同的对象。具体而言，RF 探测器 105 包括：至少一个主 RF 接收线圈，其具有用于大体上观察整个诊断部位的较大视场；一组多个辅助 RF 接收线圈，每一个辅助 RF 接收线圈的视场小于主 RF 接收线圈的视场，并观察一部分
30

诊断部位。在本实施例中，所述一组辅助 RF 接收线圈包括三组沿互相垂直的三个方向上设置的辅助 RF 接收线圈，其中每一个辅助 RF 接收线圈具有较小视场。

图 2 示出了作为本发明的 RF 探测器的实施例的、在垂直磁场中用于 5 头部的 RF 探测器。在图中，水平方向为 x-方向，上/下方向为 y-方向，及与纸表面相垂直的方向为 z-方向。

RF 探测器包括：螺线圈 201，用于检测旋转磁场在 y-方向的分量；鞍形线圈 202，当作为用于较大视场的主 RF 接收线圈时，所述鞍形线圈 202 用于检测旋转磁场在 x-方向的分量；及三组线圈 203 到 208，分别作为用于 10 较小视场的辅助 RF 接收线圈，用于检测沿 x-、y-和 z-方向的分量。

螺线圈 210 的检测区域与鞍形线圈 202 的检测区域交叠，并且线圈 201 和 202 具有较宽的灵敏度特性并基本上覆盖病人 209 的整个头部。由于这些线圈 201 和 202 检测正交高频磁场，它们也可通过执行 QD 合成起到公知的 QD 的作用。

15 用于小视场的线圈 203 和 204 与线圈 201 一样，是用于检测沿 y-方向投射的磁场的线圈，并被设置在头部的上面和下面。这些线圈 203 和 204 的直径较线圈 201 的直径要小，因此，它们具有较小的灵敏度区域。在线圈 203 和 204 中，被定位在头部上面的线圈 203 可以是螺线圈和“8-字形”线圈中的任何一种线圈，由于“8-字形”线圈沿 y-方向上具有较浅的灵敏度，优选“8-字形”线圈，特别地，优选沿 z-方向具有较长中间导体的“8-字形”线圈。“8-字形”线圈在较浅区域中可得到较高的灵敏度并能够在 20 并行 MRI 方法中执行稳定的混叠去除算术运算，所述并行 MRI 方法将在后面描述。螺线圈被用作定位在颈部周围的线圈 204。

25 线圈 205 和 206 与鞍形线圈 202 一样，是用于检测沿 x-方向投射的磁场的线圈，并被定位于头部的两侧。线圈 205 和 206 的直径较线圈 202 的直径要小，因此，它们具有较小的灵敏度区域。螺线圈和“8-字形”线圈中任何一种线圈可被用作线圈 205 和 206，并且当使用“8-字形”线圈时，沿 z-方向具有较长中间导体的“8-字形”线圈因其具有较高的灵敏度而被优选使用。

30 线圈 207 和 208 与 x-y 平面平行地被设置在面部的前面和头部的后面

(图 2 仅示出了设置在面部前面的线圈 207)。这些线圈包括“8-字形”线圈并检测 x-y 平面上旋转磁场的分量的投射磁场，所述的投射磁场与“8-字形”线圈的中心线(沿中间导体行进的方向)相垂直(图中的 x-方向)。
5 “8-字形”线圈的中间导体通过沿 x-或 y-方向增加其长度而具有较高的灵敏度。注意，尽管图 2 示出了字母“8”沿横向设置的情况，其方向可任意设置。

从这些线圈 201 至 208 中去除感应耦合。诸如低阻抗法、感应去耦法及类似方法的公知方法可被用作感应耦合去除方法。

图 3 示出了利用上述 RF 探测器的 MRI 仪器的信号检测单元 106 和信号处理单元 107 的配置。八个 RF 接收线圈 201 至 208 被分别连接到前置放大器 302 上，并构成单个多个 RF 接收线圈 105。信号检测单元 106 包括八个 A/D 转换和正交探测电路 303，所述 A/D 转换和正交探测电路 303 彼此并联地布置，并且各个前置放大器 302 的输出被连接到其上。

信号处理单元 107 包括算术运算装置 304 和用于合成图像数据的信号合成装置 305，所述算术运算装置 304 合成来自各个接收线圈的信号，即，将每个线圈的信号放入测量空间(k 空间)中并通过傅立叶变换(FT)、背投影、小波转换及其类似计算来重建图像。信号合成装置 305 还包括用于执行矩阵运算的装置，用于消除图像合成时的混叠伪像。

在上述设置的 RF 探测器中，由于三组 RF 接收线圈被设置在三个正交的方向上，在下述的并行 MRI 测量中可沿任意相位编码方向以高速度执行测量。而且，由于各个 RF 接收线圈的灵敏度分布沿各个相位编码方向有很大的不同，所以，可稳定地执行上述矩阵计算。

接着，下面将描述在上述的 MRI 仪器中摄像的方法和信号处理的方法。尽管普通自旋回波和梯度回波序列可被用作摄像方法，本发明的特征在于，回声信号被并行地测量。作为例子，图 4 示出了普通梯形回波序列。在这个脉冲序列中，当施加部分选择梯度磁场脉冲(slice selection gradient magnetic field pulse) 402 和高频脉冲 401 后，施加相位编码梯度磁场脉冲 403 和读出梯度磁场脉冲 404，并从施加高频脉冲 401 的时间开始经过预定时间(回波时间)后测量回波信号 405，所述回波信号 405 是 NMR 信号。当时间序列信号包括 128、256、512 或 1024 个采样数据时，

通常得回波信号 405。在重复时间 407 期间重复该序列。这时，通过每次重复序列时改变相位回波梯度磁场 403 的强度，得到与重建图像所必需的相位编码同样多的一组回波信号（测量的数据）。通常，考虑视场和空间分辨率，选择值 64、128、256、512 或类似值作为相位编码的数量。通过 5 对数据进行二维傅立叶转换可产生 MR 图像。

在并行 MRI 测量中，通过在重复脉冲序列时以适当的减少率通过减少编码步骤来执行摄像。作为例子，如图 5 所示，在普通摄像中测量占据 K 空间的所有线的数据 501（5021 至 5027）（图 5（A）），而在并行摄像中，如图 5（B）所示，测量每隔一行的数据。在图 5（B）中，标号 504（5041 至 5043）示出了待测量的数据，及数据 505（5051 至 5054）示出了不被 10 测量的数据。在这种情况下，由于待测量的数据的数目为普通测量数据的一半，摄像速度被减小一半。然而，当将矩阵的数目减小一半而产生图像时，得到如图 5（D）所示的其中产生有混叠的图像 508。混叠部分 5091 和 5092 对应普通图像 506（图 5（C））的上部 5071 和下部 5072。在并行 15 测量中，通过消除混叠，即，通过对由各个 RF 接收线圈得到的数据施加算术运算而展开混叠部分，得到如图 5（C）所示的图像 506。

下一步，将说明混叠消除算术运算。对于记录头线圈 201 至 208 之间的多个 RF 接收线圈，执行混叠消除算术运算和信号合成，所述 RF 接收线圈沿相位编码方向具有不同的灵敏度分布，如图 2 所示，所述记录头线圈 201 至 208 构成 RF 接收线圈组。在混叠消除算术运算中，通过预先确定各 20 个 RF 接收线圈的灵敏度分布作为参考数据，并展开通过减少相位编码步骤而执行的测量所得到的图像数据，得到消除混叠的图像数据（磁化分布）。由于灵敏度分布还可通过低通过滤器处理 K 空间的低频区域中的数据来确定，可预先测量低频区域中的数据作为参考数据，或者所测量的数据 25 中在 K 空间低频区域中的数据可被用作参考数据。或者，最后测量的数据中在低频区域中的数据可被用作参考数据。下面将示出三个线圈时算术运算的例子，所述三个线圈中的每一个具有较小视场。

如图 6（A）所示，假设具有不同灵敏度分布的三个线圈 m1 至 m3 相对 FOV 603 沿相位编码方向 601 而设置，所述 FOV 603 由相位编码方向 601 30 和频率编码方向 602 来规定。例如，假设线圈 m1 至 m3 对应图 2 所示的线

圈，它们分别对应线圈组 205、202 和 206、线圈组 203、201 和 204、线圈组 207、201（或 202）和 208。然而，在图 3 的例子中，具有较小视场的线圈被用作线圈 m2，来代替图 2 所示的具有较大视场的线圈 201 和 202。
 5 从线圈可得到信号 S1 至 S3（图 6（B）），所述信号 S1 至 S3 具有根据各个线圈 m1 至 m3 的灵敏度分布的信号强度分布。在所示的例子中，影像 604 作为对象被拍摄。当由 Am、n（n 示出了视场的编号，及在下面的描述中的 n 也示出视场的编号）来表示灵敏度分布，并且在每一视场中磁化分布由 Pn 示出时，影像 604 的信号值 Sm（m 示出了线圈的编号，及在下面的描述中的 m 也示出线圈的编号）可由下述方程来表示。

$$10 \quad [方程 1] \begin{pmatrix} S1 \\ S2 \\ S3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A1,1 & A1,2 & A1,3 \\ A2,1 & A2,2 & A2,3 \\ A3,1 & A3,2 & A3,3 \end{pmatrix} \bullet \begin{pmatrix} P1 \\ P2 \\ P3 \end{pmatrix}$$

因此，关于整个视场的磁化分布 P 可通过展开上述行列式由下述方程 2 来确定。

$$S = A \bullet P$$

$$15 \quad 因此, P = A^{-1} \bullet S$$

（这里，A⁻¹ 表示逆矩阵）

通过矩阵计算可得到消除了包括在测量的数据中的混叠的图像数据。在图 2 的实施例中，其中，三组线圈（x-方向：205、202（或 201）、206，y-方向：203、201（或 202）、204，z-方向：207、201（或 202）、208）
 20 沿三个正交方向设置，当对于沿相位编码方向而设置的三个线圈执行上述矩阵计算时，可（以双倍或三倍速）得到合成的图像数据，对应各个线圈的两组或三组线圈的混叠从所述图像数据中消除。而且，由于三组线圈中具有较宽视场的线圈 201 和 202 被设置在上述实施例的 MRI 仪器的中心处，可得到以下效果：主要通过两组线圈的局部数据（local data）基本上消除混叠，并通过来自线圈 201 和 202 的数据提高合成图像的 S/N；所述线圈 201 和 202 具有较宽视场并经过 QD 合成。

如上所述，根据上述的实施例，并行 MRI 方法的特征在于：作为多个 RF 接收线圈，三个 RF 接收线圈（例如，线圈 205、202、206）沿相位编码方向被离散地互相面对设置在诊断部位附近，灵敏度区域较设置在中心处的 RF 接收线圈（例如，线圈 202）的灵敏度区域窄的线圈被选择作为位于上述线圈两侧的 RF 接收线圈（例如，线圈 205、206）。利用这种配置，
5 三个离散设置的 RF 接收线圈的灵敏度分布彼此有很大的不同。因此，由于对应信号值的各个 RF 接收线圈的灵敏度在根据三个 RF 接收线圈的灵敏度分布而执行的混叠消除算术运算中有很大的不同，矩阵计算不易发散，
10 例如，由特定值被 0 或无限接近 0 的值相除而得到的结果不易发散，因此，
混叠消除算术运算可稳定而可靠地执行。

注意，优选的是，在两侧的 RF 接收线圈和在中心处的 RF 接收线圈被设置为：前一线圈的灵敏度区域与后一线圈的灵敏度区域至少在它们的边缘处交叠。

特别是，本实施例的特征在于：线圈 201 或 202 被设置在诊断部位处，
15 及线圈 203 和 204、线圈 205 和 206 和线圈 207 和 208 沿所希望的相位编码方向横跨诊断部位被离散地互相面对而设置，所述线圈 201 或 202 为主 RF 接收线圈并且具有尺寸与病人 209 的诊断部位相对应的灵敏度区域，所述线圈 203 和 204、线圈 205 和 206 和线圈 207 和 208 为三组辅助 RF 接收线圈并且具有的灵敏度区域较线圈 201 和 202 的灵敏度区域窄。即，沿相
20 同方向设置的至少三个线圈的视场彼此不完全交叠。因此，可稳定地执行上述的混叠消除算术运算。而且，具有高质量的均匀图像可由线圈 201 或 202 得到，因此，可得到均匀性极好的图像，所述线圈 201 和 202 是具有相对较大视场的主 RF 接收线圈。相反，混叠可由作为辅助 RF 接收线圈的线圈 203 和 204、线圈 205 和 206 及线圈 207 和 208 来消除。如上所述，
25 本实施例的特征在于：接收线圈组被设置为：包括在线圈组中的每一线圈的目标被清楚地区分。

而且，根据本实施例，作为辅助 RF 接收线圈的三组线圈 203 和 204、
线圈 205 和 206 及线圈 207 和 208 沿三个正交方向被分别设置为横跨诊断
部位而互相面对，以便探测两个或三个正交轴的磁场，因此，可提高相位
30 编码方向的任意设置性能。具体而言，当应用三组线圈时，可通过设置任

意方向作为相位编码方向而执行并行 MRI 测量，而且可得到均匀性卓越的图像。再者，可确保消除沿相位编码方向而发生的图像的混叠，从而可以高速摄取任意剖面的图像。

而且，例如，当相位编码方向沿 y-方向设置时，尽管可对沿 y-方向具有相同灵敏度区域的线圈进行上述的矩阵计算，对它们可进行多阵列线圈的普通合成（加权合成）。例如，由于线圈的灵敏部分沿 y-方向不分散，可对线圈 205、202、201、207、208 和 206 进行加权合成，并可对三个图像，即，由上述合成所产生的图像和由线圈 203 和 204 所得到的图像，执行上述矩阵计算。同样，这个设想还可应用到 x- 和 y- 方向上。

根据本实施例，由于三组线圈 203 至 208 沿三个方向被设置在病人的周围，可选择沿任意相位编码方向（x-、y- 和 z- 方向的任意方向）设置的一组多个线圈，因此，可增加并行 MRI 仪器的摄像速度。即，当选择三个线圈时，摄像速度最大可为原来的三倍。不必说，用于消除混叠的线圈（信号）并不限于三个线圈，有可能利用更多的线圈来更大程度地提高摄像速度。而且，根据本实施例，由于各个 RF 接收线圈的灵敏度特性彼此有很大的不同，在并行 MRI 仪器中可稳定地执行矩阵计算，因此，可得到其质量不会被信号处理所破坏的稳定的图像。

而且，根据本实施例，由于由具有较小视场的线圈（线圈 203 和 204、线圈 205 和 206 及线圈 207 和 208）所产生的信号与由具有较大视场的线圈（线圈 201 或/和 202）所产生的信号合成在一起，可得到整体的具有高度均匀性的图像。

参照图 2 所示的实施例，已对本发明的 MRI 仪器进行了说明。在本实施例中，已经解释了通过合成三组 RF 接收线圈的三个线圈而消除混叠的情况，所述三个线圈其中每一个沿相位编码方向具有不同的灵敏度分布。然而，可根据相位编码方向来选择线圈的任意组合。在上面的说明中，例如，已说明了对于来自具有较小视场的线圈的信号执行混叠消除/合成处理的情形。然而，可对来自具有较大视场的线圈的信号进行用于图像消除/合成的算术运算，以代替 QD 合成。

而且，本实施例已说明了包括 RF 探测器的 MRI 仪器，其中，具有较小视场的三组线圈结合成一组具有较大视场的线圈，并进行 QD 合成。然

而，本发明并不限于上述实施例，而是可有多种变化。

例如，如图 7 (A) 所示，RF 探测器可包括三组线圈 705 和 706、线圈 703 和 704 及线圈 707 和 708，每一个线圈具有较小视场，省略了具有较大视场的线圈。另外，如图 7 (B) 和 7 (C) 所示，RF 探测器可包括具有
5 较大视场的的线圈 701 和 702 和一或两组具有较小视场的线圈 707 和 708 及线圈 703 和 704。在这种情况下，在并行 MRI 测量中不能得到线圈沿三个方向设置时而得到的自由度。然而，当至少一组线圈沿某一方向被设置时，所述方向用作信号被经常测量的相位编码方向，这种配置可应用到并
10 行 MRI 测量中，因此，与线圈沿三个方向被设置的情况一样，有可能通过线圈的灵敏度分布之间的不同来执行稳定的矩阵计算。

而且，尽管上述实施例示出了用于头部的 RF 探测器，可同样设置用于其它部位如膝盖、腹部及其类似部位的 RF 探测器。图 8 示出了在垂直磁场中用于膝盖的 RF 探测器。省略在这种 RF 探测器中所使用的线圈的形状的说明，因为它们与图 2 中示出的线圈的形状相同。例如，通过执行并
15 行 MRI 测量，在使用该 RF 探测器的 MRI 仪器中的摄像速度也可为三倍。反之，然而，在与普通摄像时间相同的摄像时间内，可得到三倍高的空间分辨率。例如，在 256×256 的矩阵的摄像时间内，可得到具有 256×768 空间分辨率的图像，当对诸如具有复杂结构的膝盖的部位进行摄像时，这是十分有利的。

20 而且，本发明还可应用于三维测量中。在这种情况下，不仅通过减少沿相位编码方向的数据，而且通过减少部分编码方向的数据，或减少通过结合相位编码方向和部分编码方向而产生的数据，可提高拍摄速度，所述部分编码方向的概念与相位编码方向的概念相同。

如根据本发明的如上所述，在并行 MRI 方法中可得到具有卓越质量的
25 图像。

而且，当两组或三组辅助 RF 接收线圈组沿二个或三个正交方向以互相对面的方式设置时，可提高相位编方向的任意设置性能。

特别是，可实现适合于利用垂直磁场的 MRI 方法的 RF 接收线圈组。

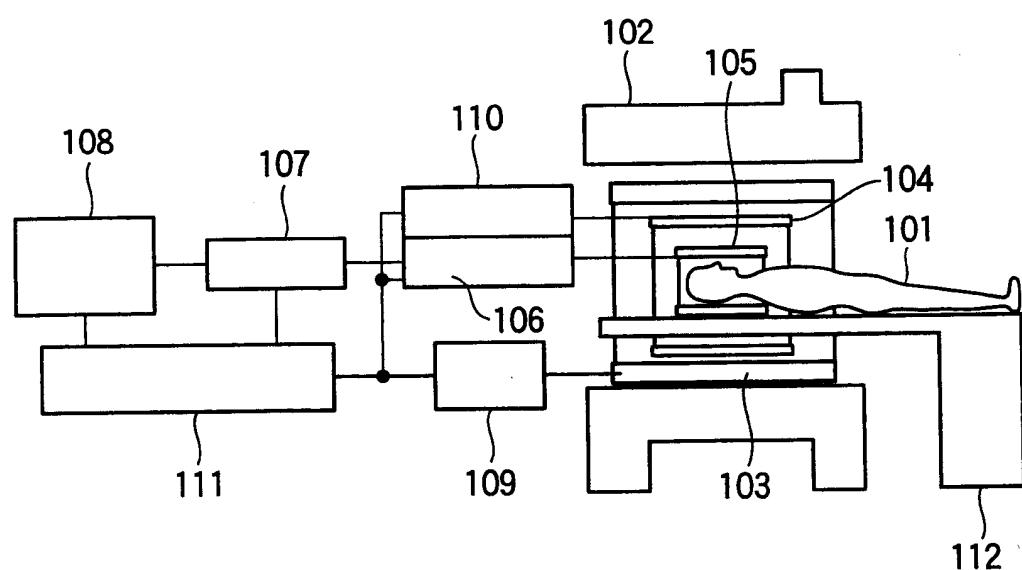


图 1

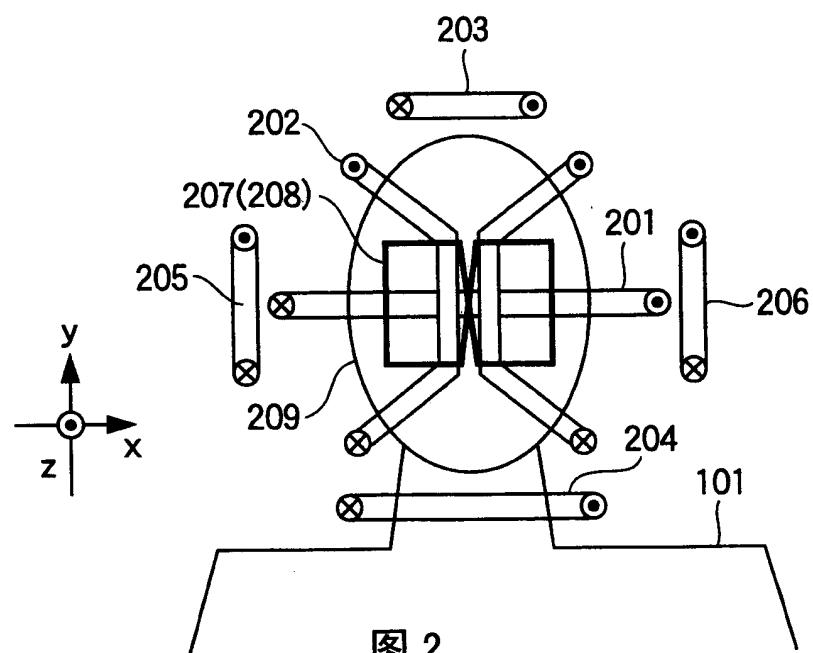


图 2

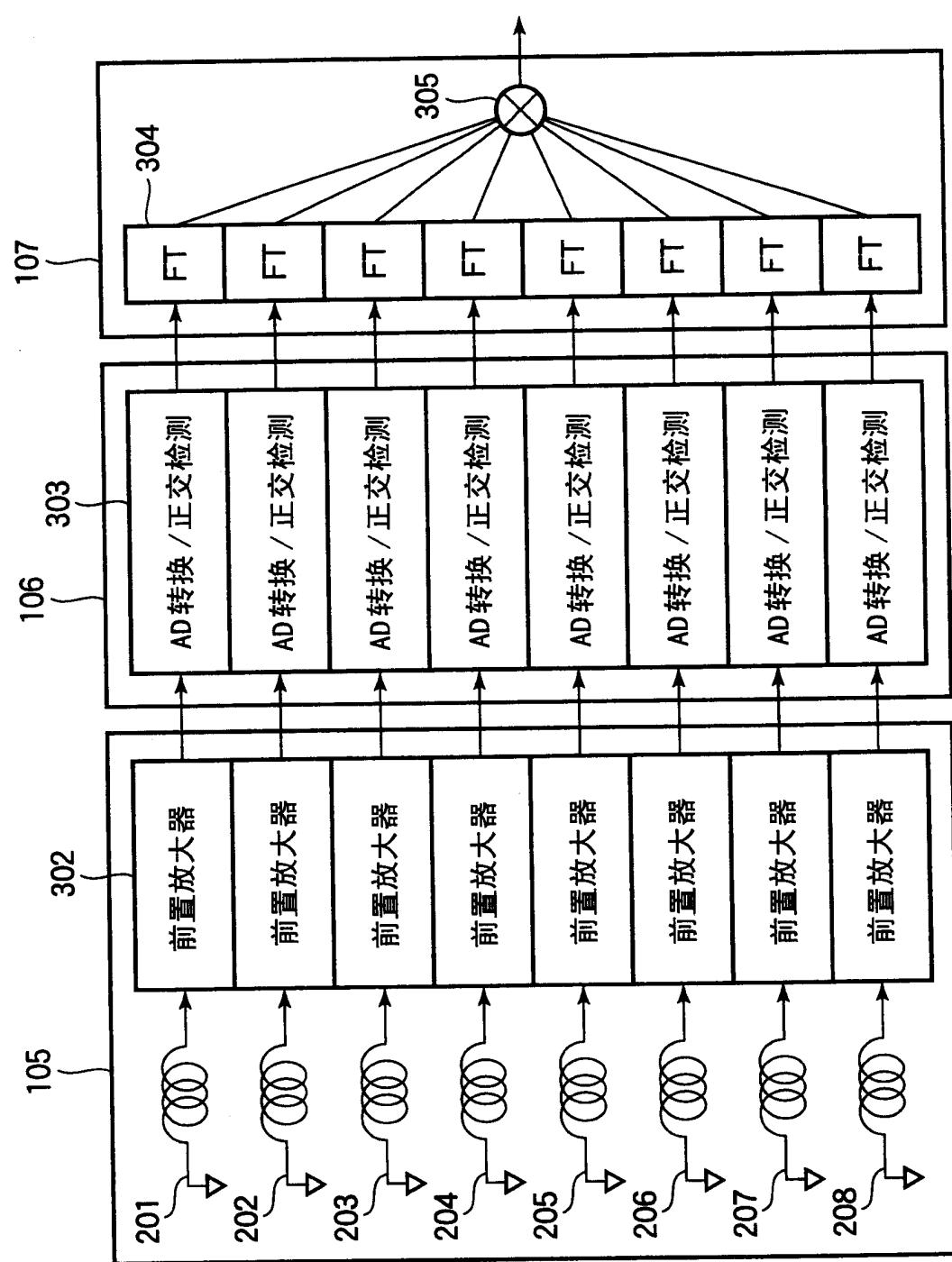


图 3

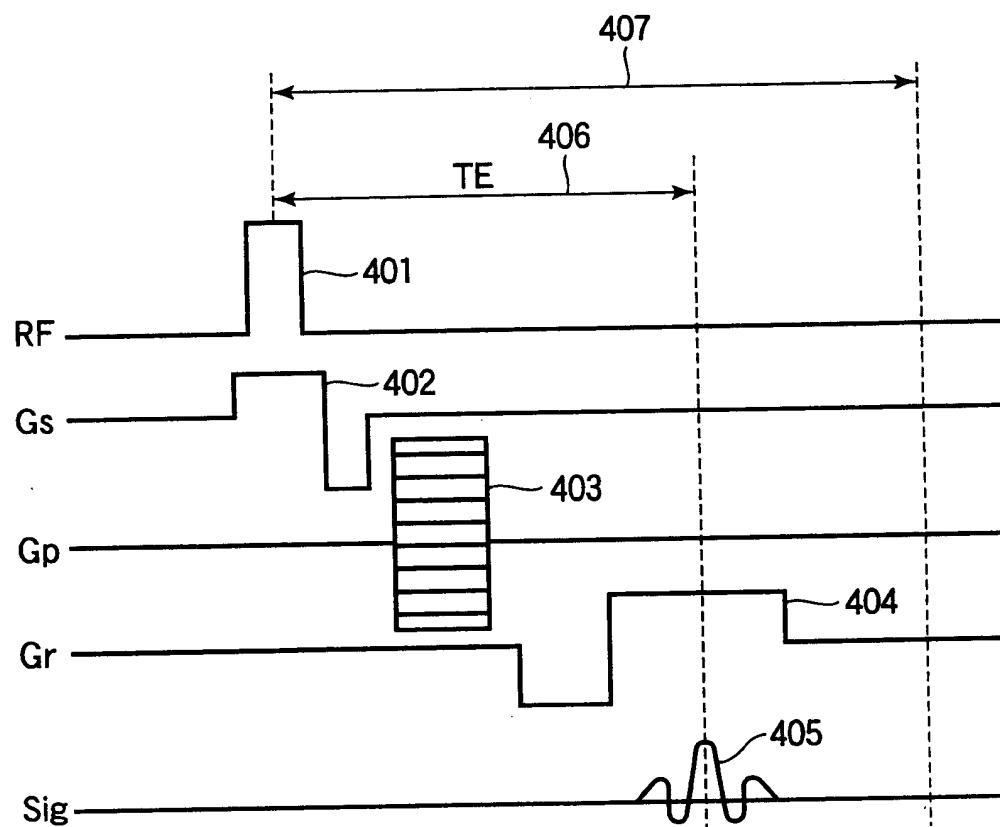


图 4

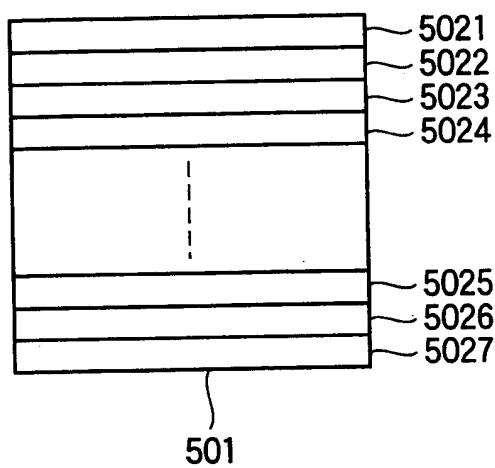


图 5A

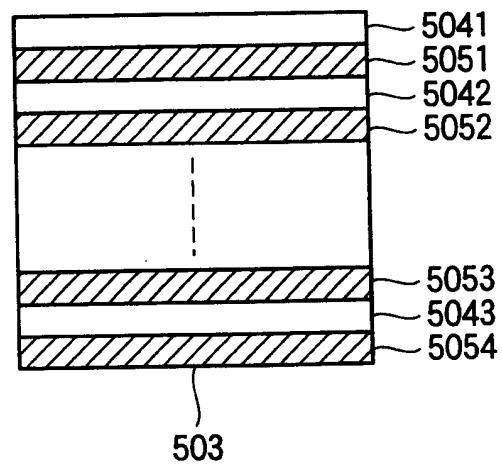


图 5B

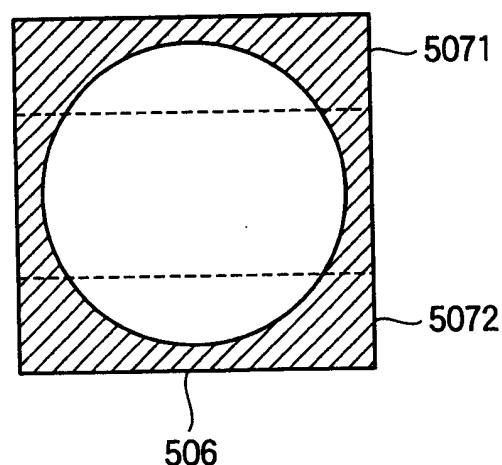


图 5C

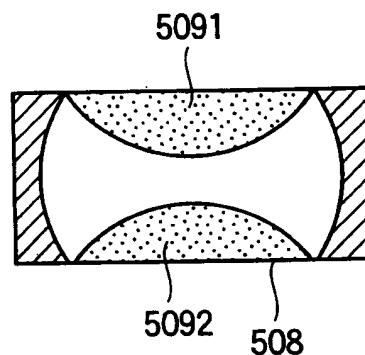


图 5D

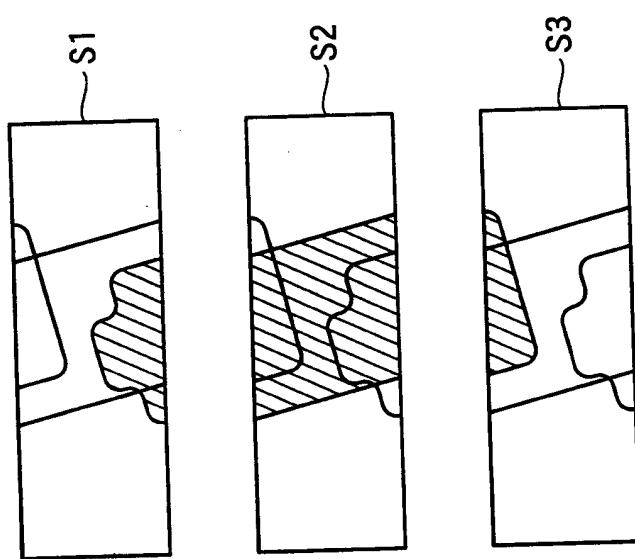


图 6B

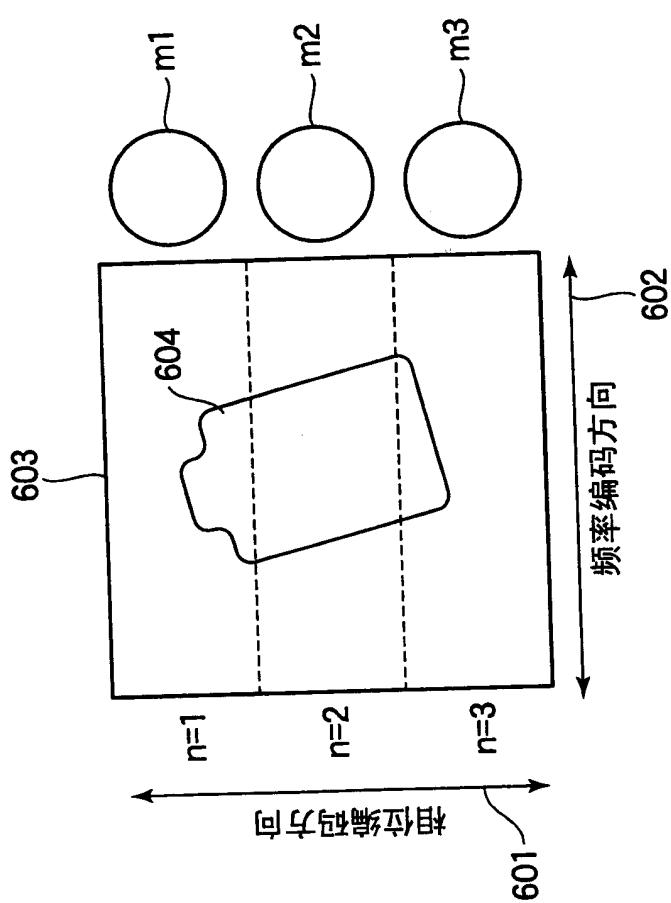


图 6A

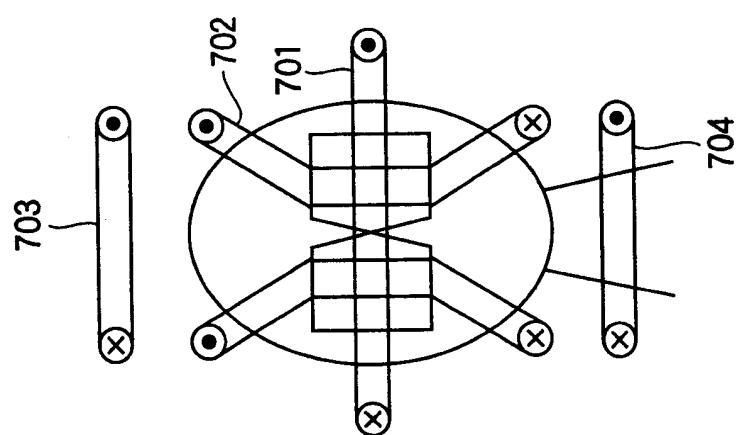


图 7C

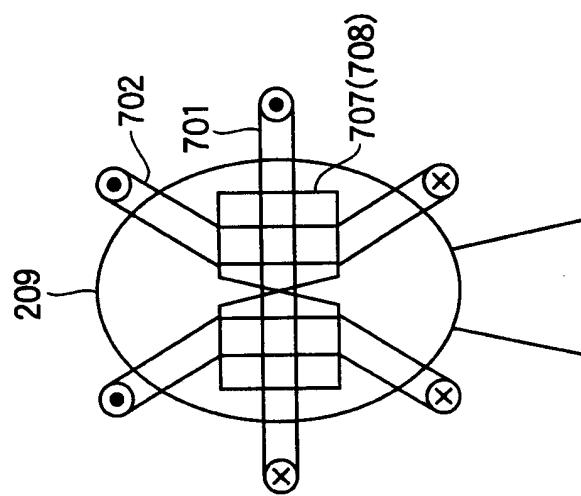


图 7B

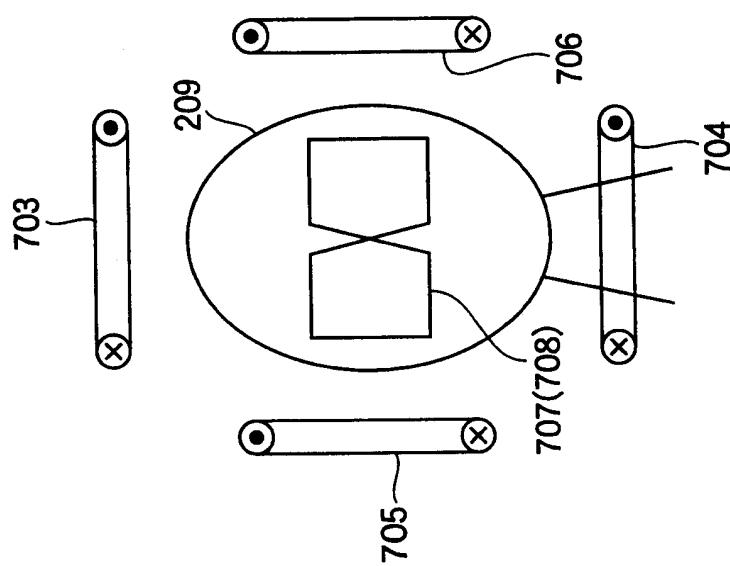


图 7A

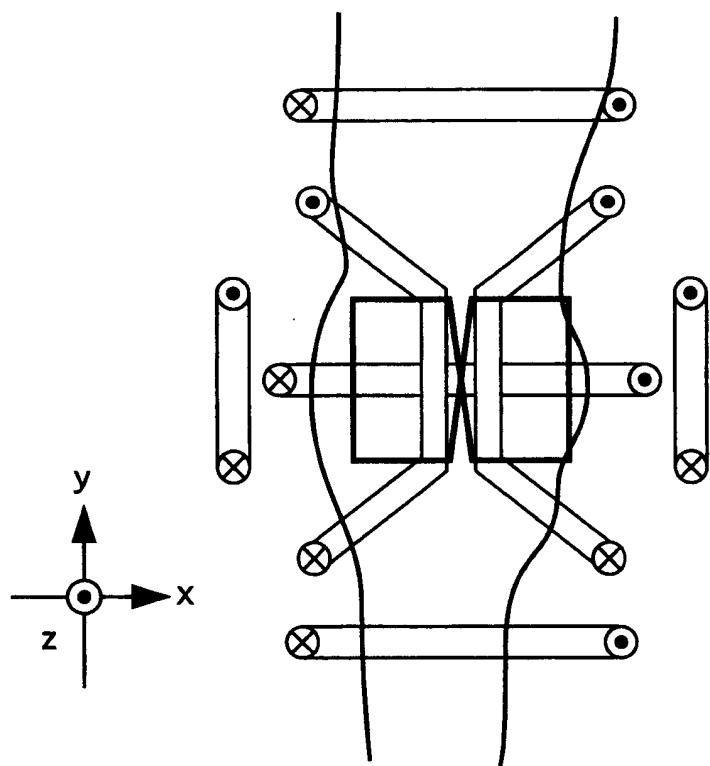


图 8