

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/055 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810131642.X

[43] 公开日 2009 年 1 月 21 日

[11] 公开号 CN 101347330A

[22] 申请日 2008.7.18

[21] 申请号 200810131642.X

[30] 优先权

[32] 2007.7.18 [33] JP [31] 187424/2007

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 安原康毅

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 黄剑锋

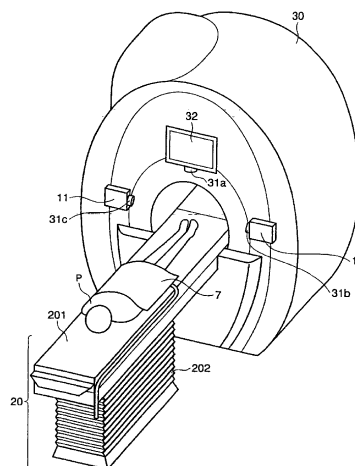
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 6 页

[54] 发明名称

磁共振成像装置、设置辅助装置及设置辅助方法

[57] 摘要

本发明涉及一种磁共振成像装置、设置辅助装置及设置辅助方法。该装置显示至少包含表示当前将患者安置在床上的形态及对该患者设置 RF 线圈的形态的设置图像的辅助信息。此外，在必要时，在该辅助信息中包含与床移动到台架内的情况下的磁场中心位置对应的虚拟磁场中心的位置来进行显示。显示出的辅助信息按规定的定时被存储，可以任意读出。操作者通过观察显示出的辅助信息，能够迅速而且容易地判定当前患者及 RF 线圈的安置形态是否合适，准确地修正患者或 RF 线圈的安置形态。



1. 一种磁共振成像装置，具备：

台架，生成静磁场空间；

床，将安置在上述静磁场空间外侧的平板上的被检体通过移动上述平板而设置到上述静磁场空间内；

高频线圈，被设置在上述被检体表面或近旁；

摄像单元，拍摄用于表示安置在上述静磁场空间外侧的上述平板上的被检体的设置形态、及设置在该被检体表面或近旁的上述高频线圈的设置形态的设置图像；

辅助信息生成单元，生成至少包含上述设置图像、用于辅助将上述被检体设置到上述平板上及设置上述高频线圈中的至少一方的辅助信息；以及

显示单元，显示上述辅助信息。

2. 如权利要求1所述的磁共振成像装置，其中，上述辅助信息生成单元生成包含上述静磁场空间外的位置的虚拟磁场中心区的上述辅助信息，上述静磁场空间外的位置的虚拟磁场中心，是与上述平板移动到上述静磁场空间内的情况下的磁场中心位置对应的。

3. 如权利要求1所述的磁共振成像装置，还具备：

指定单元，用于指定在上述静磁场空间外被配置于上述平板上的上述被检体的拍摄部位；和

控制单元，控制上述床机构，使得上述被指定的拍摄部位移动到上述虚拟磁场中心。

4. 如权利要求1所述的磁共振成像装置，其中，上述指定单元是使用了上述显示单元的触摸屏。

5. 如权利要求1所述的磁共振成像装置，还具备：存储单元，存储上述辅助信息。

6. 如权利要求5所述的磁共振成像装置，还具备：控制单元，以上述平板从上述静磁场空间外移动到上述静磁场空间内的定时为基准，来控制存储上述辅助信息的定时。

7. 如权利要求 5 所述的磁共振成像装置, 其中, 上述存储单元将图像诊断中被使用的定位图像或作为诊断根据的诊断图像包含于为了在其他图像诊断中使用而共享的对象、或与之相对应地进行存储。

8. 如权利要求 1 所述的磁共振成像装置, 其中, 上述显示单元同时或交替地显示过去生成的上述设置图像和当前的上述设置图像辅助信息。

9. 如权利要求 1 所述的磁共振成像装置, 其中, 上述显示单元被设在上述台架的床侧。

10. 一种磁共振成像装置, 具备:

台架, 具有插入被检体的开口部、形成静磁场空间的静磁场磁体、产生梯度磁场的梯度磁场线圈;

床, 将承载着上述被检体的平板插入到上述开口部中;

高频线圈, 被设置在上述被检体表面或近旁;

摄像单元, 用于拍摄包含上述高频线圈的上述被检体;

辅助信息生成单元, 为了辅助对上述被检体设置上述高频线圈, 而根据上述摄像单元拍摄到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像; 以及

显示单元, 显示上述设置图像。

11. 如权利要求 10 所述的磁共振成像装置, 其中,

上述辅助信息生成单元还生成用于辅助在上述平板上设置上述被检体的辅助信息;

上述显示单元与上述设置图像一起来显示上述辅助信息。

12. 一种设置辅助装置, 在磁共振成像装置中使用, 该磁共振成像装置向被检体施加均匀的静磁场, 并且根据规定的脉冲序列来施加高频磁场及梯度磁场, 由高频线圈检测来自上述被检体的磁共振信号并成像, 其中, 该设置辅助装置具备:

摄像单元, 用于拍摄包含上述高频线圈的上述被检体;

辅助信息生成单元, 为了辅助对上述被检体设置上述高频线圈, 而根据上述摄像单元拍摄到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像; 以及

显示单元, 显示上述设置图像。

13. 如权利要求 12 所述的设置辅助装置, 其中,

上述辅助信息生成单元还生成用于辅助在上述平板上设置上述被检体的辅助信息;

上述显示单元将上述设置图像与上述辅助信息一起来显示。

14. 一种高频线圈的设置辅助方法, 在磁共振成像中, 辅助对被检体设置高频线圈, 其特征在于, 具备:

拍摄搭载在床的平板上的上述被检体和设置在上述被检体表面或近旁的高频线圈;

为辅助对上述被检体设置上述高频线圈, 而根据通过上述摄像所得到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像;

显示上述设置图像。

15. 一种高频线圈的设置辅助方法, 在磁共振成像中, 辅助对被检体设置高频线圈, 其特征在于, 具备:

拍摄搭载在床的平板上的上述被检体和设置在上述被检体表面或近旁的高频线圈;

为了辅助对上述被检体设置上述高频线圈, 而根据通过上述摄像所得到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像;

生成用于辅助在上述平板上设置上述被检体的辅助信息;

将上述设置图像与上述辅助信息一起来显示。

磁共振成像装置、设置辅助装置及设置辅助方法

技术领域

本发明涉及一种磁共振成像装置、设置辅助（セッティング支援）装置及设置辅助方法，能够在磁共振成像中，提供用于辅助将患者安置在平板上、及对该患者安置 RF 线圈的信息。

背景技术

磁共振成像是用其拉莫尔（ラーモア）频率的高频信号来磁激励放置在静磁场中的被检体的原子核自旋、取得伴随该激励而产生的 MR 信号、重建 MRI 图像或 MRA 图像（以下称为 MR 图像）的摄像方法。

在该磁共振成像中，选择形状适合待拍摄的部位（拍摄部位）的 RF 线圈，设置在被检体表面或近旁。将被检体安置在床的平板上，在该被检体表面设置了 RF 线圈后，使拍摄部位对准安置在磁共振成像装置台架正面的激光投光器（レーザー投光器）的激光投光位置，从而拍摄部位由磁共振成像装置的床水平移动机构送入到台架中央的磁场中心（等中心（アイソセンター））。

然而，如果 RF 线圈与拍摄部位没有以最佳的位置关系安置，则不能得到高质量的图像。现有的磁共振成像中的被检体及 RF 线圈的设置一般是依靠使用说明书中记载的 RF 线圈等的设置方法或操作者自身的经验来执行的。

然而，最佳的线圈的设置位置因被检体体型或拍摄对象病变而微妙地不同。因此，是否能够适当地安置被检体或 RF 线圈（即，是否能够高质量地拍摄与拍摄部位有关的图像），依赖于操作者的线圈设置的技巧，有时由于操作者的不同，而使诊断图像的画质产生差异。

此外，例如在进行治疗的经过确认摄像时，最好实施与上次相同位置的线圈安置。然而，即使操作者是同一个人，也难以高精度地再现上次的被检体及线圈的安置。而摄影者不是同一个人的情况下的被检体及线圈的

安置的再现就更加困难了。

再者，在使拍摄部位对准激光投光器时，一般使用床水平移动机构的慢速模式（スローモード）使其移动到磁场中心位置。在该床水平移动中，操作者需要通过目视来确认被检体及 RF 线圈位置，所以人为负担很大。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而完成的，其目的在于提供一种磁共振成像装置、设置辅助装置及设置辅助方法，能够使被检体及 RF 线圈的设置变得容易，高精度地再现过去摄像时的被检体及 RF 线圈的设置形态。

根据本发明的一个方面，提供一种磁共振成像装置，具备：台架，生成静磁场空间；床，将安置在上述静磁场空间的外侧的平板上的被检体通过移动上述平板而安置到上述静磁场空间内；高频线圈，安置在上述被检体表面或近旁；摄像单元，拍摄用于表示安置在上述静磁场空间的外侧的上述平板上的被检体的设置形态、及设置在该被检体表面或近旁的上述高频线圈的设置形态的设置图像；辅助信息生成单元，生成至少包含上述设置图像、用于辅助将上述被检体设置到上述平板上及设置上述高频线圈中的至少一方的辅助信息；以及显示单元，显示上述辅助信息。

根据本发明的另一个方面，提供一种磁共振成像装置，具备：台架，具有插入被检体的开口部、形成静磁场空间的静磁场磁体、产生梯度磁场的梯度磁场线圈；床，将承载着上述被检体的平板插入到上述开口部中；高频线圈，设置在上述被检体表面或近旁；摄像单元，用于拍摄包含上述高频线圈的上述被检体；辅助信息生成单元，为了辅助对上述被检体设置上述高频线圈，而根据上述摄像单元拍摄到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像；以及显示单元，显示上述设置图像。

根据本发明的另一个方面，提供一种设置辅助装置，在磁共振成像装置中使用，该磁共振成像装置向被检体施加均匀的静磁场，并且根据规定的脉冲序列来施加高频磁场及梯度磁场，用高频线圈检测来自上述被检体的磁共振信号并成像，其中，该设置辅助装置具备：摄像单元，用于拍摄包含上述高频线圈的上述被检体；辅助信息生成单元，为了辅助对上述被

检体设置上述高频线圈，而根据上述摄像单元拍摄到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像；以及显示单元，显示上述设置图像。

根据本发明的另一个方面，提供一种高频线圈的设置辅助方法，在磁共振成像中，辅助对被检体设置高频线圈，具备：拍摄搭载在床的平板上的上述被检体、和设置在上述被检体表面或近旁的高频线圈；为了辅助对上述被检体设置上述高频线圈，而根据通过上述摄像所得到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像；显示上述设置图像。

根据本发明的另一个方面，提供一种高频线圈的设置辅助方法，在磁共振成像中，辅助对被检体设置高频线圈，具备：拍摄搭载在床的平板上的上述被检体、和设置在上述被检体表面或近旁的高频线圈；为了辅助对上述被检体设置上述高频线圈，而根据通过上述摄像所得到的信息来生成表示上述被检体和上述高频线圈之间的位置关系的设置图像；生成用于辅助在上述平板上安置上述被检体的辅助信息；将上述设置图像与上述辅助信息一起来显示。

附图说明

图 1 示出本实施方式的磁共振成像装置的方框结构图。

图 2 示出从斜上方看到的本实施方式的磁共振成像装置的俯瞰图。

图 3 是示出设置用摄像机 31、设置用监视器 32 的安装形态的图。

图 4 是示出第 1 实施方式的利用了被检体/线圈设置辅助功能的 MR 图像取得处理的流程的流程图。

图 5A、5B 是包含右侧摄像机 31b 拍摄到的设置图像及虚拟磁场中心的位置的设置辅助信息的一例。

图 6 是示出第 2 实施方式的利用了被检体/线圈设置辅助功能的 MR 图像取得处理的流程的流程图。

具体实施方式

以下，根据附图来说明本发明的实施方式。其中，在以下的说明中，对具有大致相同的功能及结构的构件附以同一标号，只在必要的情况下进行重复说明。

图 1 示出本实施方式的磁共振成像装置的方框结构图。另外，图 2 示出从斜上方看到的磁共振成像装置的俯瞰图。如各图所示，本磁共振成像装置包括：床部 20，承载作为被检体的患者 P；台架 30，具有产生静磁场的静磁场发生部、用于向静磁场附加位置信息的梯度磁场发生部；发送接收部，发送接收高频信号；控制/运算部，承担整个系统的控制及图像重建；生物信息取得部，取得表示被检体 P 的呼吸周期的波形的信号或 ECG 波形；屏息命令部，用于命令患者 P 屏息；以及辅助信息取得/提供部，取得、提供用于辅助患者/RF 线圈的设置辅助信息（后述）。

静磁场发生部例如包含超导方式的磁体 1、和向该磁体 1 供给电流的静磁场电源 2，沿安置被检体 P 的圆筒状的开口部的轴向（Z 轴方向）产生静磁场 B_0 。以下，将安置被检体 P 的静磁场 B_0 的开口部内的空间称为“静磁场空间 S”。其中，在该磁体部上设有匀场线圈（シムコイル）14。在后述主计算机的控制下，从匀场线圈（shim coil）电源 15 向该匀场线圈 14 供给用于使静磁场均匀的电流。

床部 20 具有平板 201、平板驱动部 202。被检体 P 以与图像诊断相应的方向、姿势安置在平板 201 上。该平板 201 可以通过平板驱动部 202 的驱动而上下移动，或者沿长度方向来水平移动。通过该平板 201 的水平移动，平板 201 上搭载的被检体 P 安置到磁体 1 内的静磁场空间内。

梯度磁场发生部包含梯度磁场线圈单元 3。该梯度磁场线圈单元 3 包括用于产生相互正交的 X、Y 及 Z 轴方向的梯度磁场的 3 组线圈 3x、线圈 3y、线圈 3z。梯度磁场发生部还包含向线圈 3x~3z 供给电流的梯度磁场电源 4。梯度磁场电源 4 在后述定序器（シーケンサ）5 的控制下，将用于产生梯度磁场的脉冲电流供给到线圈 3x~3z。

通过调整从梯度磁场电源 4 供给到线圈 3x~3z 的脉冲电流，能够合成物理轴 X、Y、Z 方向的各轴的梯度磁场，来任意安置相互正交的断层（スライス）方向梯度磁场 G_s 、相位编码方向梯度磁场 G_e 、及读出方向（频率编码方向）梯度磁场 G_r 的各逻辑轴方向。断层方向、相位编码方向及读

出方向的各梯度磁场叠加在静磁场 B_0 上。

发送接收部包含：RF 线圈（高频线圈）7，配设在磁体 1 内的摄像空间中与被检体 P 的表面或近旁；以及发送器 8T 及接收器 8R，连接在该线圈 7 上。发送器 8T 及接收器 8R 在后述定序器 5 的控制下工作。发送器 8T 将用于引起核磁共振（NMR）的拉莫尔频率的 RF 脉冲供给到 RF 线圈 7。接收器 8R 取入 RF 线圈 7 接收到的回波信号（高频信号），对其实施了前置放大、中频变换、相位检波、低频放大、滤波等各种信号处理后，进行 A/D 变换来生成与回波信号相应的数字量的回波数据（原数据）。

控制/运算部包含定序器（也称为序列控制器）5、主计算机 6、运算单元 10、存储单元 11、显示器 12、输入器 13 及声音发生器 16。其中，主计算机 6 具有根据存储的软件过程向定序器 5 指示脉冲序列信息、并且统一管理整个装置的工作的功能。

主计算机 6 统一管理该磁共振成像装置的工作，静态或动态地控制各构件。特别是，主计算机 6 在后述被检体/线圈设置辅助功能中，执行虚拟磁场中心位置的计算、用于将虚拟磁场中心位置和设置图像（后述）的位置相对应的计算、根据规定的定时进行的与设置辅助信息的取得/保存/读出/显示有关的控制、用于使指定的拍摄部位移动到虚拟磁场中心的平板 201 的移动控制等。

定序器 5 包括 CPU 及存储器，例如存储从主计算机 6 送来的与非造影 MRA 有关的脉冲序列信息，根据该信息来控制梯度磁场电源 4、发送器 8T 及接收器 8R 各自的工作，并且暂时输入接收器 8R 输出的回波数据，将其传送到运算单元 10。脉冲序列信息是根据一系列脉冲序列使梯度磁场电源 4、发送器 8T 及接收器 8R 工作所需的所有信息，例如包含与向线圈 $3x \sim 3z$ 施加的脉冲电流的强度、施加时间、施加定时等有关的信息。

运算单元 10 经定序器 5 来输入接收器 8R 输出的回波数据。运算单元 10 将回波数据安置到其内部存储器上的傅立叶空间（也称为 k 空间或频率空间）上，按每个组对该回波数据进行二维或三维的傅立叶变换而重建为实空间的图像数据。此外，运算单元可以在必要时进行与图像有关的数据的合成处理或差分运算处理等。

在合成处理中，包含将二维的多个帧的图像数据按对应的每个像素来

相加的相加处理、对三维数据选择视线方向的最大值或最小值的最大值投影（MIP）处理或最小值投影处理等。此外，作为合成处理的另一个例子，也可以在傅立叶空间上匹配多个帧的轴而仍以回波数据的形态合成为 1 帧回波数据。其中，在相加处理中，包含单纯相加处理、相加平均处理、加权相加处理等。

存储单元 11 不仅能够保存重建出的图像数据，还能够保存实施了上述合成处理或差分处理的图像数据。此外，存储单元 11 将生成的设置辅助信息与被检体 ID、拍摄部位、检查名、系列 ID 等附带信息一起例如按每个系列来存储。其中，也可以在必要时将某次图像诊断中利用的关键图像或定位图像包含在为了在别的检查中利用而共享的对象中来存储、管理。

显示器 12 在主计算机 6 的控制下显示图像。

输入器 13 是用于将与操作者希望的摄像条件、脉冲序列、图像合成或差分运算有关的信息输入到主计算机 6 中的接口。

作为屏息（breath-hold）命令部的一个构件，包括声音发生器 16。该声音发生器 16 在主计算机 6 的命令下，能够以声音来发出开始屏息及结束屏息的消息。

生物信息取得部具有：生物信息检测单元 17，检测表示被检体的呼吸波形的信号、ECG 波形等；生物信息发送单元 18，将检测出的生物信息输出到主计算机 6 及定序器 5。取得的生物信息在执行成像扫描时由定序器 5 使用。由此，能够适当地安置呼吸同步法的呼气同步定时，能够根据该同步定时进行成像扫描来采集数据。

辅助信息取得/提供部具备设置用摄像机 31、设置用监视器 32。

图 3 是示出设置用摄像机 31、设置用监视器 32 的安装形态的图。设置用摄像机部 31 如图 2、图 3 所示，具有分别设在台架开口部的上侧、右侧、左侧的上侧摄像机 31a、右侧摄像机 31b、左侧摄像机 31c。用各摄像机来拍摄安置在平板 201 上的被检体、及安置在该被检体的表面或近旁的 RF 线圈 7。拍摄到的图像作为设置图像被显示在设置用监视器 32 上。这里，所谓设置图像，是用于表示安置在静磁场空间的外侧的平板 201 上的被检体 P 的设置形态、及安置在该被检体 P 的表面或近旁的 RF 线圈 7 的设置形态的图像。

此外，设置用监视器 32 将虚拟磁场中心用标记与设置图像一起显示在例如设置图像上。所谓虚拟磁场中心，是与平板 201 移动到静磁场空间 S 内的情况下的磁场中心位置（静磁场的中心位置：等中心）对应的静磁场空间 S 外的位置。其中，该虚拟磁场中心的位置可以根据平板 201 的基准位置和静磁场空间 S 内的磁场中心位置之间的关系来计算。此外，设置图像和虚拟磁场中心之间的位置对应关系可以通过计算虚拟磁场中心在各摄像机的摄像范围内的空间坐标来确定。

再者，设置用监视器 32 具有用于在显示出的设置图像上指定拍摄部位的触摸屏功能。

此外，在图 2、图 3 的例子中，示出将监视器 32、上侧摄像机 31a、右侧摄像机 31b、左侧摄像机 31c 安装在台架 30 的开口部的周边的例子。然而，这种安装形态充其量只是一例。即，上侧摄像机 31a、右侧摄像机 31b、左侧摄像机 31c 只要能够拍摄最佳的设置图像，则也可以被安装在其他场所。此外，监视器 32 也是，只要操作者能够良好地观察设置图像，则也可以被安装在其他场所（例如摄影室天花板或墙壁等）上。再者，在图 2、图 3 的例子中，存储部 11 与右侧摄像机 31b、左侧摄像机 31c 等一体设置。然而，这种存储部 11 的形态充其量只是一例，例如也可以安装在操作室的控制台（コンソール）内等。

（被检体/线圈设置辅助功能）

接着，说明本磁共振成像装置具有的被检体/线圈设置辅助功能。该功能通过提供被检体/线圈设置辅助信息（以下简称“设置辅助信息”或“辅助信息”），来辅助被检体或线圈的设置。这里，所谓设置辅助信息，是至少包含表示床上的检体设置在形态、和向该被检体设置 RF 线圈的形态的图像（设置图像）的信息。此外，在该设置辅助信息中，在必要时包含虚拟磁场中心在设置图像上的位置。该虚拟磁场中心的位置例如以设置图像上的标记来显示。

图 4 是示出利用了被检体/线圈设置辅助功能的 MR 图像取得处理的流程的流程图。如该图所示，首先，从输入器 13 输入、选择患者信息、诊断部位、成像所用的扫描序列等（步骤 S1）。

接着，执行将被检体 P 安置到平板 201 上的处理、及对被检体 P 设置

RF 线圈 7 的处理（步骤 S2）。即，设置用摄像机部 31 在该被检体 P 及 RF 线圈 7 的安置处理中，拍摄表示被检体 P 及 RF 线圈 7 的当前的设置的设置图像。设置用监视器 32 将拍摄到的设置图像及该图像上的虚拟磁场中心作为设置辅助信息来实时显示。操作者一边通过观察显示出的设置辅助信息来确认位置等，一边设置与检查目的（拍摄部位）相应的 RF 线圈 7 等。

其中，显示上侧摄像机 31a、右侧摄像机 31b、左侧摄像机 31c 中的哪一个摄像机拍摄的设置图像，可以通过从输入器 13 的切换操作来任意选择。图 5A 示出包含右侧摄像机 31b 拍摄到的设置图像（RF 线圈采用了腭用局部线圈 71）及虚拟磁场中心的位置的设置辅助信息的一例。操作者通过观察显示出的设置辅助信息，能够把握现阶段腭用局部线圈 71 的中心位置（即拍摄部位）偏离虚拟磁场中心的程度如何。

接着，通过操作者触摸与拍摄部位对应的设置图像上的位置，来接受设置用监视器 32 进行的拍摄部位的指示（步骤 S3）。主计算机 6 用图像上（画面上）的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离和规定的计算式，来计算实际的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离。或者，也可以将图像上的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离和实际的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离之间的对应表预先存储在存储单元 11 中，通过参考该表而根据图像上的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离来取得实际的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离。进而，主计算机 6 根据通过计算所得到的实际的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离使平板 201 上下、水平移动，使拍摄部位对准虚拟磁场中心（步骤 S4）。该对位的结果是，例如图 5A 所示的腭用局部线圈 71 的中心（即拍摄部位）与图 5B 所示的虚拟磁场中心大体一致。

其中，在上述例子中，说明了装置根据监视器 32 上的位置指定来计算实际的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离、根据该结果来移动平板 201、从而自动进行拍摄部位和虚拟磁场中心之间的对位的情况。然而，不拘泥于该例子，例如，也可以操作者一边观察显示出的拍摄部位和虚拟磁场中心，一边通过手动操作来移动平板 201，进行拍摄部位和虚拟磁场中心之间的对位。再者，也可以并用通过装置进行的自动对位和通过手动操作进行的对位。

接着，从输入器 13 输入了送入平板 201 的指示后，主计算机 6 水平移

动平板 201, 将被检体 P 送入静磁场空间 S。此外, 主计算机 6 以输入该送入平板 201 的指示的指示为触发, 将设置用监视器 32 上显示着的设置辅助信息存储到存储单元 11 中 (步骤 S5)。其中, 存储显示着的设置辅助信息的定时不拘泥于输入送入平板 201 的指示的输入指示时, 例如也可以操作者通过手动操作直接输入存储指示。此外, 设置辅助信息的存储、管理形态可以是任意的。作为典型例, 也可以将设置辅助信息与利用该辅助信息而收集的图像的系列 UID (Unique ID) 相对应来存储、管理。此外, 也可以作为用作共享信息的对象而与定位图像等一起、或相对应来存储、管理。

接着, 定序器 5 根据规定的序列来执行成像扫描。运算单元 10 用通过成像所得到的 MR 信号来进行图像重建, 生成 MR 图像。生成的 MR 图像以规定的形态显示在显示器 12 上, 在必要时被存储到存储单元 11 中 (步骤 S6)。

根据以上所述的结构, 能够得到以下效果。

根据本磁共振成像装置, 显示至少包含表示当前将患者安置在床上的形态及对该患者安置 RF 线圈的形态的设置图像的辅助信息。此外, 在必要时, 可以在该辅助信息中包含与床移动到台架内的情况下的磁场中心位置对应的虚拟磁场中心的位置。操作者通过观察显示出的辅助信息, 能够迅速而且容易地判定当前的患者及 RF 线圈的安置形态是否合适, 准确地修正患者或 RF 线圈的安置形态。其结果是, 与以往相比, 能够减轻与患者及 RF 线圈的设置有关的操作者的作业负担, 并且有助于提高、稳定诊断图像的画质。

此外, 根据本磁共振成像装置, 通过指定监视器画面上显示的设置图像上的拍摄部位, 来计算该拍摄部位和虚拟磁场中心之间的实际距离, 根据该计算的结果来移动床, 使得指定的拍摄部位和虚拟磁场中心一致。操作者只需指定监视器画面上显示的拍摄部位, 就能够实现拍摄部位和虚拟磁场中心之间的对位。因此, 能够减轻与患者及 RF 线圈的设置有关的操作者的作业负担。此外, 能够将为了拍摄部位和虚拟磁场中心之间的对位而使患者在床上的移动降低到最小限度, 也能够减轻图像诊断中对患者的负担。

再者, 设置被检体及 RF 线圈所利用的辅助信息响应规定的触发而

被存储到存储单元中。因此，操作者通过利用存储的辅助信息，能够准确而且容易地再现同一被检体及 RF 线圈的设置。

（第 2 实施方式）

接着，说明本发明的第 2 实施方式。在本实施方式中，作为设置辅助信息，除了当前的设置图像及虚拟磁场中心区，还同时显示（例如重叠显示、并列显示等）或交替地显示过去的设置辅助信息（例如只有设置图像）。

图 6 是示出第 2 实施方式的利用了被检体/线圈设置辅助功能的 MR 图像取得处理的流程的流程图。如该图所示，首先，从输入器 13 输入、选择患者信息、诊断部位、成像所用的扫描序列等（步骤 S1）。

接着，选择过去的设置辅助信息（步骤 S1'）。该选择是根据摄像日、被检体 ID、系列 ID 等来执行对该被检体取得的过去的设置辅助信息。其中，在本实施方式中，为了使说明具体，假设选择与同一被检体有关的过去的设置辅助信息。然而，不拘泥于此，例如也可以选择技术能力高的医师或工程师在过去的图像诊断中取得的设置辅助信息。

接着，执行将被检体 P 安置到平板 201 上的处理、及对被检体 P 设置 RF 线圈 7 的处理（步骤 S2）。同时，设置用监视器 32 显示包含当前的设置图像、过去的设置图像、虚拟磁场中心的设置辅助信息。操作者一边确认位置等，使得过去的设置图像上的被检体 P 及 RF 线圈 7 的设置、和当前的设置图像上的被检体 P 及 RF 线圈 7 的设置一致，一边设置与检查目的（拍摄部位）相应的 RF 线圈 7 等。

接着，通过操作者触摸与拍摄部位对应的设置图像上的位置，来接受用设置用监视器 32 进行的拍摄部位的指示（步骤 S3）。主计算机 6 响应拍摄部位的指示，来计算实际的拍摄部位—虚拟磁场中心间的距离，根据其结果来上下、水平移动平板 201，使拍摄部位对准虚拟磁场中心（步骤 S4）。

接着，从输入器 13 输入了送入平板 201 的指示后，主计算机 6 水平移动平板 201，将被检体 P 送入静磁场空间。此外，主计算机 6 在输入该送入平板 201 的指示时将设置用监视器 32 上显示着的设置辅助信息存储到存储单元 11 中（步骤 S5）。其中，在存储的设置辅助信息中，未必要包含参考所用的过去的设置图像。此外，在必要时，也可以取代过去的设置图像的实体数据，而将确定该过去的设置图像的所在位置的信息包含在设置辅

助信息的附加信息中。

接着，定序器 5 根据规定的序列来执行成像扫描。运算单元 10 用通过成像所得到的 MR 信号来进行图像重建，生成 MR 图像。生成的 MR 图像以规定的形态显示在显示器 12 上，在必要时被存储到存储单元 11 中（步骤 S6）。

（效果）

根据本磁共振成像装置，能够同时或交替地显示过去的设置图像和当前的设置图像。操作者通过观察显示出的过去的设置图像，模仿其设置形态，能够准确而且容易地再现与过去相同的患者安置或线圈设置。其结果是，与以往相比，能够减轻与患者及 RF 线圈的设置有关的操作者的作业负担，并且有助于提高、稳定诊断图像的质量。该效果在进行治疗的经过确认摄像等时特别显著。

其中，本发明并不限于上述实施方式原样，在实施阶段，可以在不脱离其要旨的范围内对构件进行变形来具体化。作为具体的变形例，例如有如下一些。

（1）本实施方式的各功能通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机上，将它们在存储器上展开，也能够实现。此时，能够使计算机执行该方法的程序也可以保存到磁盘（软盘（フロッピー（登録商標）ディスク）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等记录媒体上来分发。

（2）在上述实施方式中，以呼吸等生物信息同步的情况为例进行了说明。然而，在本磁共振成像装置中，生物信息同步功能不是必须的。例如，在拍摄头部、四肢等的情况下，不利用呼吸同步及心电同步，就能够用本非造影 MRA 功能来进行摄像等。

（3）在磁共振成像中，将被检体或 RF 线圈的设置变更为与过去同种检查不同的设置的情况下，最好作为方案（プロトコル）的变更历史信息，与该变更的内容一起来记录变更前的辅助信息及变更后的辅助信息中的至少一方。

（4）在上述实施方式中，以磁共振成像装置的情况为例进行了说明。然而，不拘泥于此，本发明的技术思想也可以适用于必须将被检体设置到

床的平板上的 X 射线计算机断层摄影装置、核医学诊断装置、X 射线诊断装置等。

(5) 在上述实施方式中，以包含设置图像、虚拟磁场中心的位置的设置辅助信息为例进行了说明。然而，能够包含在设置辅助信息中的信息不拘泥于这些例子。例如，也可以在 RF 线圈 7 的连接器的被连接到装置上时取得其种类，包含在设置辅助信息中。设置辅助信息中包含的 RF 线圈 7 的种类也可以与设置图像一起以规定的形态来显示。

此外，通过适当组合上述实施方式中公开的多个构件，能够形成各种发明。例如，也可以从实施方式所示的全部构件中删除几个构件。再者，也可以适当组合不同的实施方式中的构件。

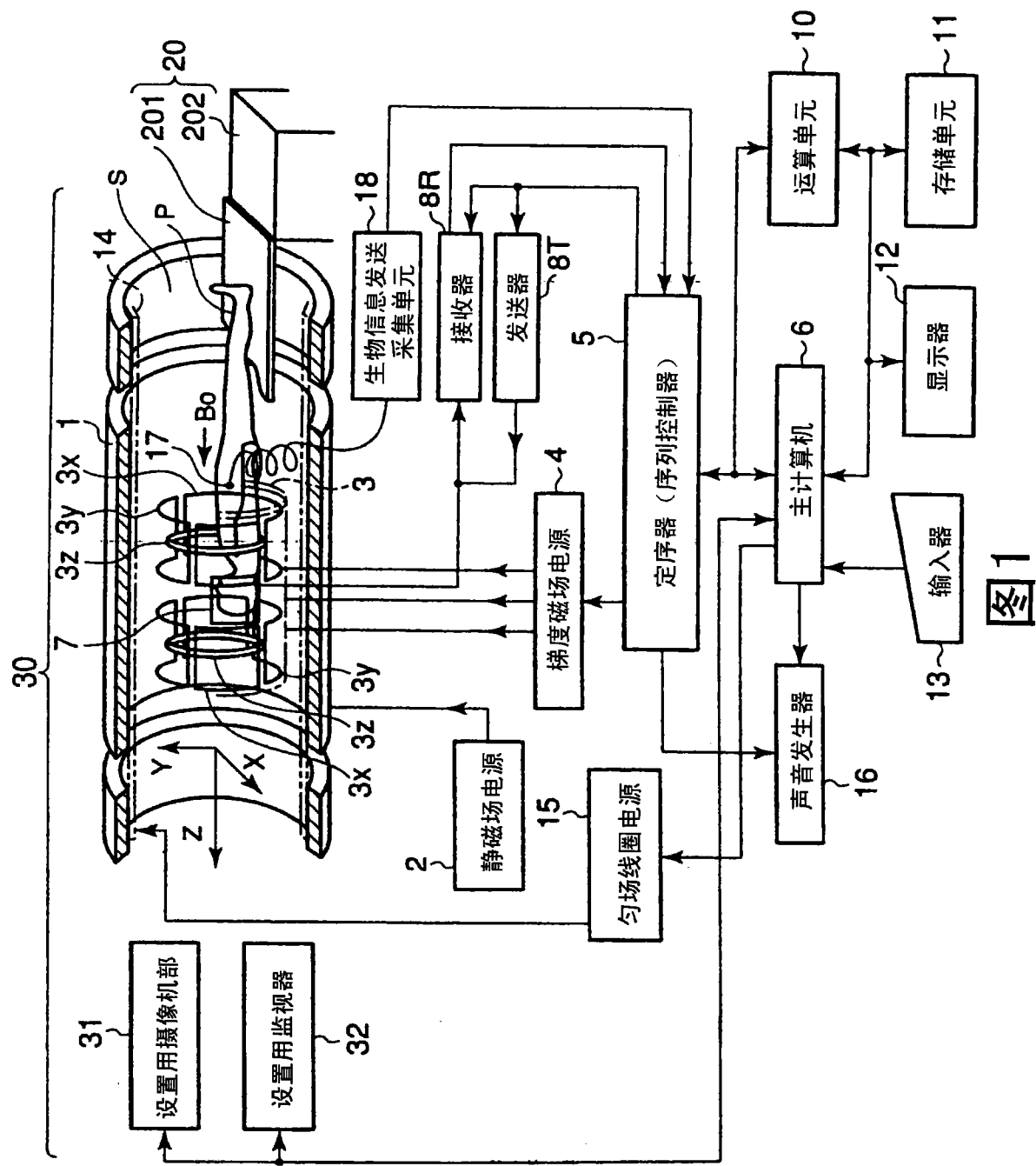


图1

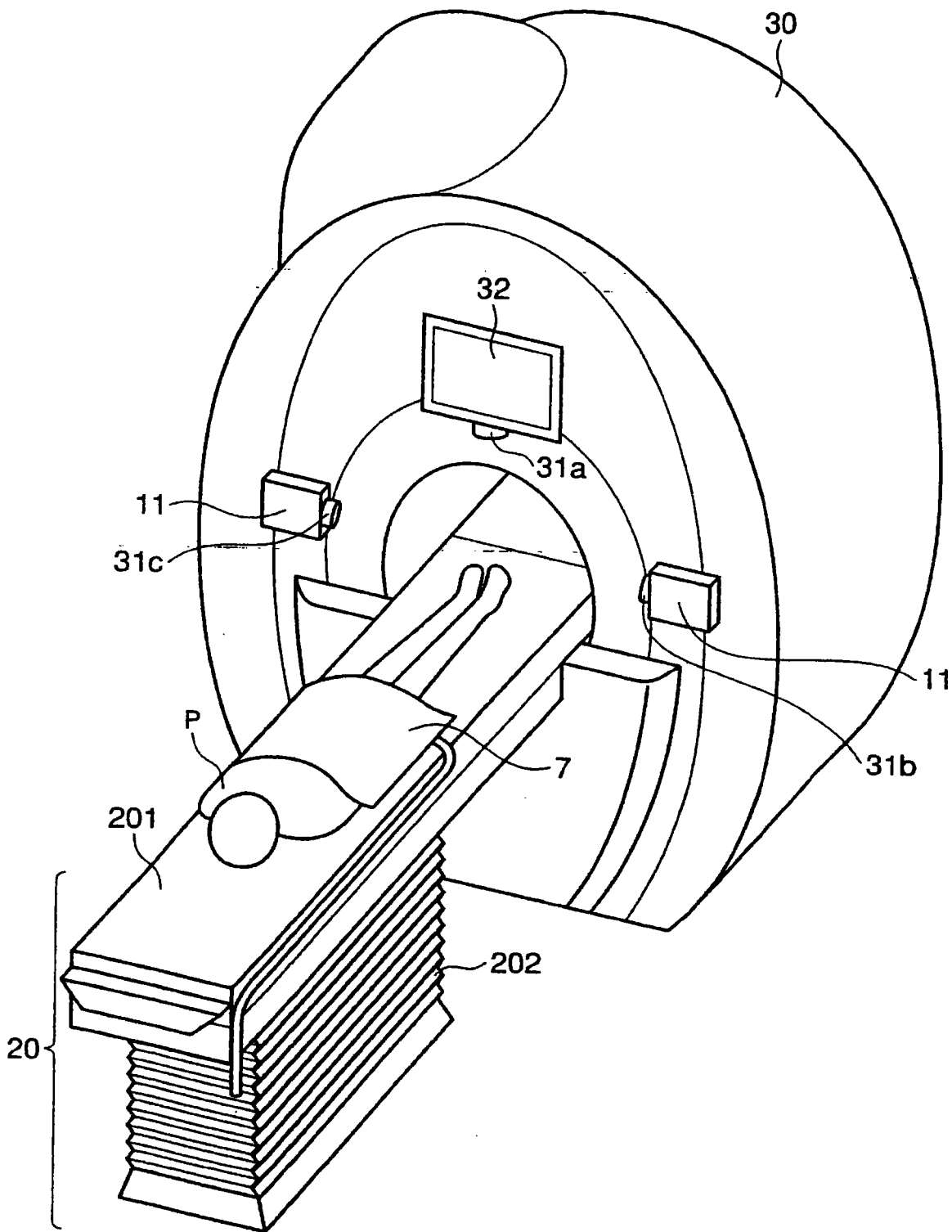


图2

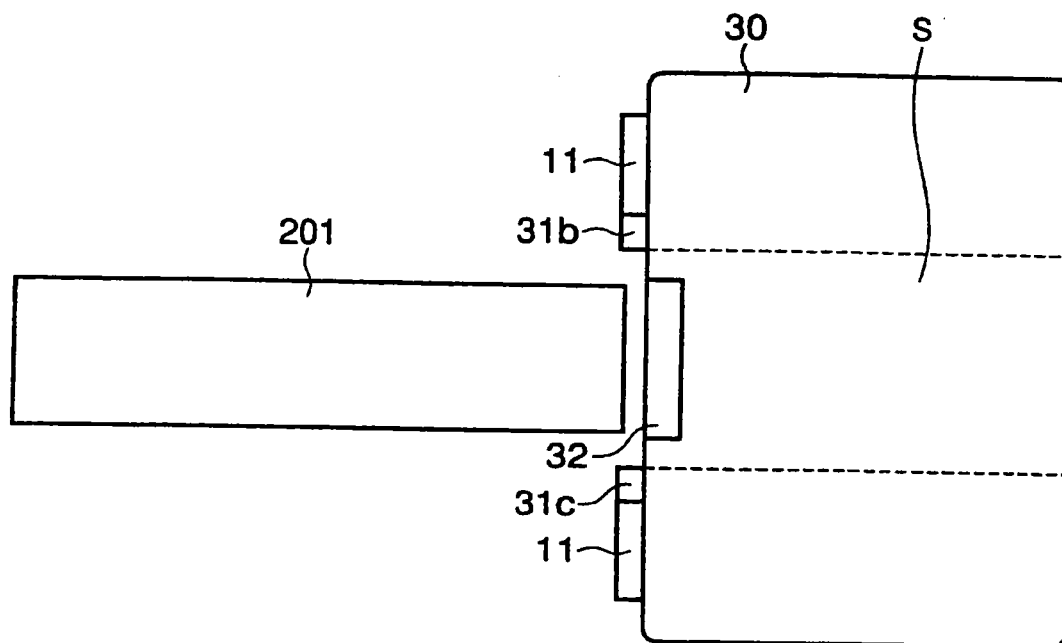


图3

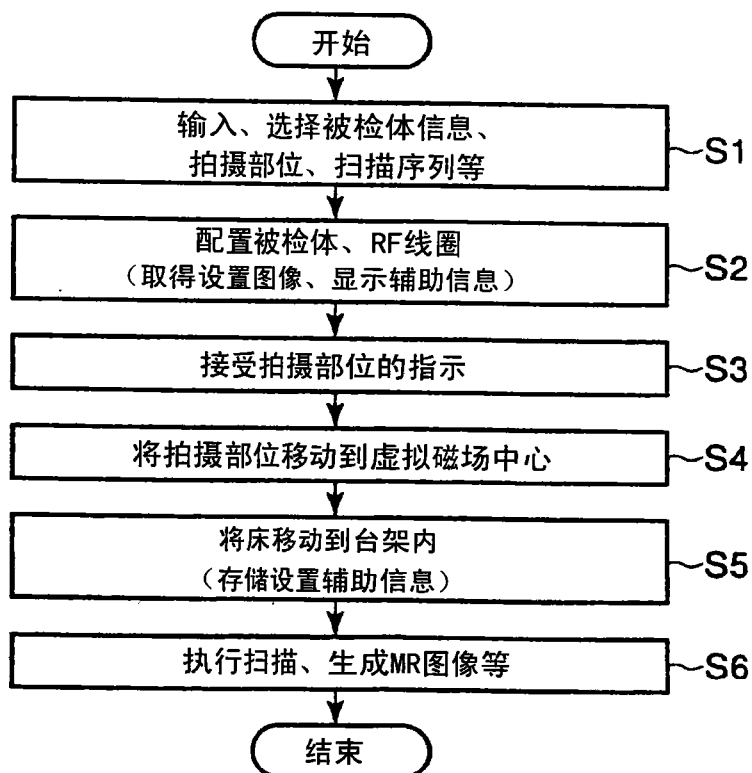


图4

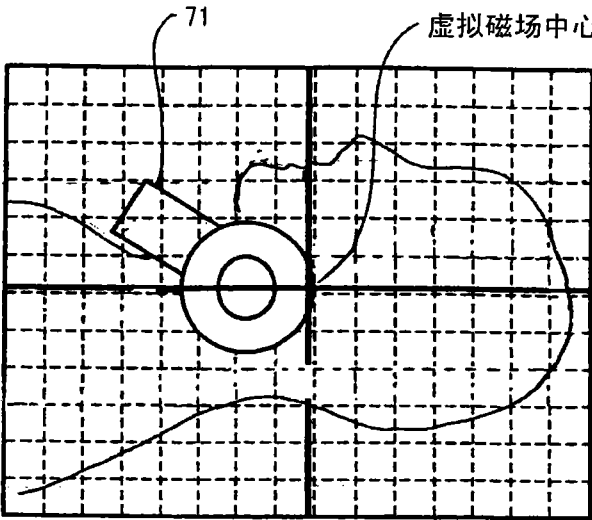


图5A

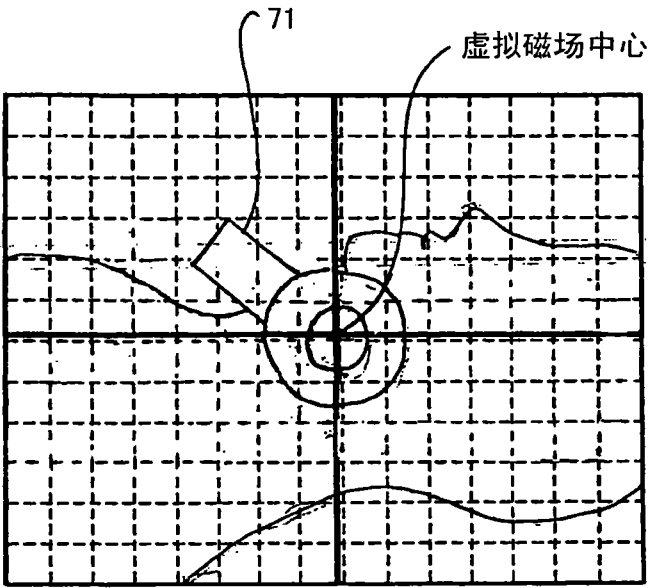


图5B

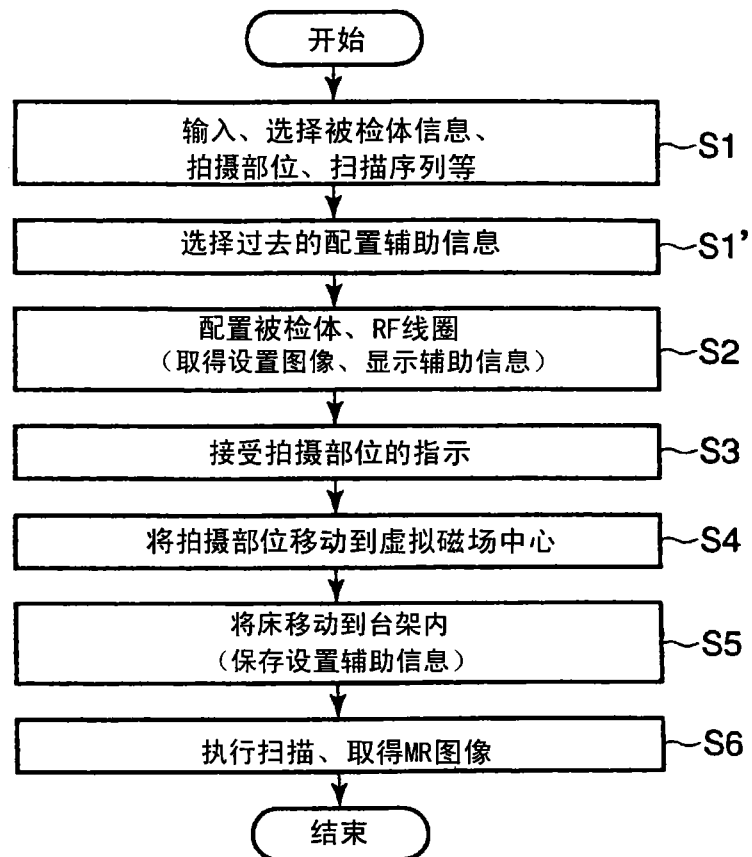


图6