



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103800006 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 21

(21) 申请号 201310467364. 6

(22) 申请日 2013. 10. 09

(30) 优先权数据

10-2012-0126385 2012. 11. 09 KR

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72) 发明人 李俊基 吴金镛

普拉维恩·古拉卡

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司

公司 11286

代理人 王兆庚 李云霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/055 (2006. 01)

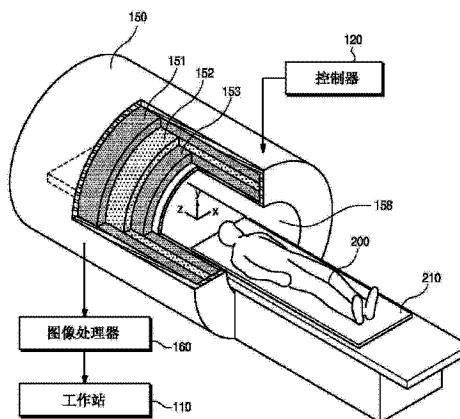
权利要求书2页 说明书12页 附图17页

(54) 发明名称

磁共振成像设备和获取功能图像的方法

(57) 摘要

本发明提供一种磁共振成像设备和获取功能图像的方法。一种其由于对象的运动导致的伪影已被校正的功能图像的获取方法包括：获取对象的功能图像数据；获取对象的结构图像数据；基于结构图像数据获取对象的运动信息；基于与对象的运动相关的运动信息校正功能图像数据；以及获得对象的功能图像。



1. 一种使用磁共振成像设备获取功能图像的方法,所述方法包括:
获取关于对象的功能图像数据;
获取关于对象的结构图像数据;
基于结构图像数据获取与对象的运动相关的信息;以及
基于与对象的运动相关的信息校正功能图像数据,以获取关于对象的功能图像。
2. 如权利要求1所述的方法,其中,所述获取关于对象的结构图像数据的步骤包括:以预定义的时间间隔获取结构图像数据。
3. 如权利要求1所述的方法,其中,所述获取关于对象的结构图像数据的步骤包括:在各个功能图像数据的获取之间获取结构图像数据,
其中,功能图像数据和结构图像数据包括关于对象的切片图像数据和体图像数据中的至少一种。
4. 如权利要求1所述的方法,其中,所述获取关于对象的结构图像数据的步骤包括:在待确认的感兴趣的功能的激活部分和去活化部分中的每一个部分中获取结构图像数据。
5. 如权利要求1所述的方法,其中,所述获取关于对象的结构图像数据的步骤包括:
通过经由压缩感测对对象的回波信号进行采样来形成k空间;以及
从该k空间获取结构图像数据。
6. 如权利要求1所述的方法,其中,所述获取关于对象的结构图像数据的步骤包括:
通过对对象的回波信号的低频区域进行采样来形成k空间;以及
从该k空间获取结构图像数据。
7. 如权利要求1所述的方法,其中,所述基于结构图像数据获取与对象的运动相关的信息的步骤包括:
登记结构图像数据;以及
计算在结构图像数据的登记中使用的变换矩阵。
8. 如权利要求7所述的方法,其中,所述基于与对象的运动相关的信息校正功能图像数据以获取关于对象的功能图像的步骤包括:获取功能图像,该功能图像的由于对象的运动导致的伪影已通过基于变换矩阵登记功能图像数据而被校正。
9. 一种磁共振成像设备,包括:
图像处理器,获取关于对象的功能图像数据和结构图像数据,基于结构图像数据获取与对象的运动相关的信息,并且基于与对象的运动相关的信息校正功能图像数据以获取关于对象的功能图像;和
显示单元,显示功能图像。
10. 如权利要求9所述的设备,其中,所述图像处理器按照预定义的时间间隔获取结构图像数据。
11. 如权利要求9所述的设备,其中,所述图像处理器在各个功能图像数据的获取之间获取结构图像数据,以及
其中,功能图像数据和结构图像数据包括关于对象的切片图像数据和体图像数据中的至少一种。
12. 如权利要求9所述的设备,其中,所述图像处理器在待确认的感兴趣的功能的激活部分和去活化部分中的每一个部分中获取结构图像数据。

13. 如权利要求 9 所述的设备,其中,所述图像处理器通过经由压缩感测对对象的回波信号进行采样来形成 k 空间,并且从该 k 空间获取结构图像数据。

14. 如权利要求 9 所述的设备,其中,所述图像处理器通过对对象的回波信号的低频区域进行采样来形成 k 空间,并且从该 k 空间获取结构图像数据。

15. 如权利要求 9 所述的设备,其中,所述图像处理器登记结构图像数据,以由此计算在结构图像数据的登记中使用的变换矩阵,并且获取功能图像,该功能图像的由于对象的运动导致的伪影已通过基于变换矩阵登记功能图像数据被校正。

磁共振成像设备和获取功能图像的方法

技术领域

[0001] 与示例性实施例一致的设备和方法涉及一种用于使用磁共振 (MR) 图像诊断各种疾病的磁共振成像 (MRI) 设备和一种使用所述 MRI 设备获取功能图像的方法。

背景技术

[0002] 通过使用对人类无害的磁场和作为特定电离辐射的射频 (RF) 在身体中引起氢原子核的核磁共振, MRI 设备产生代表原子核的密度以及物理和化学性质的图像。

[0003] MRI 设备用于通过在预定范围的磁场的作用下将预定频率和能量施加于原子核并且将从原子核发射的能量转换成信号来诊断病人。

[0004] 质子是原子核的成分, 并具有自旋角动量和磁偶极子。因此, 原子核沿施加于它的磁场的方向排列, 并沿磁场的方向执行进动。因此, 可经核磁共振获取人体的图像。

[0005] 虽然 MRI 设备广泛地用于对人类的解剖结构成像并且诊断疾病, 但近年来, 已尝试形成表示人体器官的功能 (特别地, 大脑的功能) 的图像。代表性示例是功能 MRI (fMRI)。

[0006] 大脑的特定区域具有特定功能, 因此, 各区域的局部脑血流量和新陈代谢可在执行特定功能时增加。功能 MRI 使用这种生理变化来引起大脑的局部神经活化, 此后, 将对应功能的位置表示为图像。功能 MRI 可表现出比正电子成像术 (PET) 高的空间和时间分辨率, 并且可被反复执行, 这是因为不需要注入同位素。

[0007] 虽然存在各种功能 MRI 方法, 但血氧水平依赖 (BOLD) 法被最广泛地使用。由大脑的活化引起的局部血流量增加意味着提供给活化的脑组织的增加的量的氧。在这种情况下, 增加的氧的供给增加毛细血管和静脉中的氧合血红蛋白的量, 引起脱氧血红蛋白的密度的减小。由于脱氧血红蛋白是减少周围区域的 T2 弛豫时间的顺磁材料, 所以这种材料的减少引起 T2 加权图像中的信号的增加。

[0008] 然而, 如果在功能 MRI 的扫描期间发生病人的运动, 则表示功能的图像 (即, 通过功能 MRI 获取的功能图像) 可能具有伪影。虽然已经由图像处理 (诸如, 功能图像的登记) 执行了这种伪像的校正, 但功能图像无法为由病人运动引起的伪影的准确校正提供足够的解剖信息。

发明内容

[0009] 示例性实施例可解决至少以上问题和 / 或缺点和以上未描述的其它缺点。此外, 示例性实施例不必克服上述缺点, 并且示例性实施例可不克服任何上述问题。

[0010] 根据一个或多个示例性实施例, 提供一种获取功能图像的方法, 所述方法包括: 获取结构图像数据和功能图像数据; 使用结构图像数据识别对象的运动; 以及通过基于识别的对象的运动校正功能图像数据来获取其由于对象的运动导致的伪影已被校正的功能图像。

[0011] 根据示例性实施例的一方面, 提供一种使用 MRI 设备获取功能图像的方法, 所述方法包括: 获取关于对象的功能图像数据; 获取关于对象的结构图像数据; 基于结构图像

数据获取与对象的运动相关的信息 ;以及基于与对象的运动相关的信息校正功能图像数据以获取关于对象的功能图像。

[0012] 功能图像可包括 :大脑功能图像、新陈代谢功能图像、温度图像和光谱图像。

[0013] 获取关于对象的结构图像数据的步骤可包括 :按照预定义的时间间隔获取结构图像数据。

[0014] 关于对象的结构图像数据的步骤可包括 :在各个功能图像数据的获取之间获取结构图像数据,以及

[0015] 功能图像数据和结构图像数据可包括关于对象的切片图像数据。

[0016] 功能图像数据和结构图像数据可包括关于对象的体图像数据。

[0017] 获取关于对象的结构图像数据的步骤可包括 :在待确认的感兴趣的功能的激活部分和去活化部分中的每一个部分中获取结构图像数据。

[0018] 获取关于对象的结构图像数据的步骤可包括 :通过经由压缩感测对对象的回波信号进行采样来形成 k 空间 ;以及从 k 空间获取结构图像数据。

[0019] 获取关于对象的结构图像数据的步骤可包括 :通过对对象的回波信号的低频区域进行采样来形成 k 空间 ;以及从 k 空间获取结构图像数据。

[0020] 基于结构图像数据获取与对象的运动相关的信息的步骤可包括 :登记结构图像数据 ;以及计算在结构图像数据的登记中使用的变换矩阵。

[0021] 基于与对象的运动相关的信息校正功能图像数据以获取关于对象的功能图像的步骤可包括 :获取功能图像,该功能图像的由于对象的运动导致的伪影已通过基于变换矩阵登记功能图像数据而被校正。

[0022] 根据示例性实施例的另一方面,一种 MRI 设备包括 :图像处理器,获取关于对象的功能图像数据和结构图像数据,基于结构图像数据获取与对象的运动相关的信息,并且基于与对象的运动相关的信息校正功能图像数据以获取关于对象的功能图像 ;和显示单元,显示功能图像。

[0023] 功能图像可包括 :大脑功能图像、新陈代谢功能图像、温度图像和光谱图像。

[0024] 图像处理器可按照预定义的时间间隔获取结构图像数据。

[0025] 图像处理器可在各个功能图像数据的获取之间获取结构图像数据。

[0026] 功能图像数据和结构图像数据可包括关于对象的切片图像数据。

[0027] 功能图像数据和结构图像数据可包括关于对象的体图像数据。

[0028] 图像处理器可在待确认的感兴趣的功能的激活部分和去活化部分中的每一个部分中获取结构图像数据。

[0029] 图像处理器可通过经由压缩感测对对象的回波信号进行采样来形成 k 空间,并且可从 k 空间获取结构图像数据。

[0030] 图像处理器可通过对对象的回波信号的低频区域进行采样来形成 k 空间,并且可从所述 k 空间获取结构图像数据。

[0031] 图像处理器可登记结构图像数据以由此计算在结构图像数据的登记中使用的变换矩阵,并且可获取功能图像,该功能图像的由于对象的运动导致的伪影已通过基于变换矩阵登记功能图像数据而被校正。

附图说明

- [0032] 通过参照附图描述某些示例性实施例,以上和/或其它方面将会变得明显,附图中:
- [0033] 图 1 是根据示例性实施例的 MRI 设备的控制框图;
- [0034] 图 2 是根据示例性实施例的 MRI 设备的总体示图;
- [0035] 图 3 是基于 X 轴、Y 轴和 Z 轴示出放置对象的空间的示图;
- [0036] 图 4a 和 4b 是示出磁体组件和梯度线圈组件的结构示图;
- [0037] 图 5 是示出梯度线圈组件的梯度线圈和与各梯度线圈的操作相关的脉冲序列的示图;
- [0038] 图 6、图 7 和图 8 是概念性地示出依赖于对象的运动的功能图像的移动的示图;
- [0039] 图 9 是概念性地示出根据示例性实施例的结合功能图像数据的获取来获取对象的结构图像数据的方法的示图;
- [0040] 图 10 是概念性地示出根据示例性实施例的结合功能图像数据的获取来获取对象的结构图像数据的方法的示图;
- [0041] 图 11 是概念性地示出根据示例性实施例的结合功能图像数据的获取来获取对象的结构图像数据的方法的示图;
- [0042] 图 12 是与回波信号的频率编码相关的 k 空间的中心的示图;
- [0043] 图 13 是与回波信号的相位编码相关的 k 空间的中心的示图;
- [0044] 图 14 概念性地示出经由整个回波信号的采样的 k 空间的形成;
- [0045] 图 15 概念性地示出经由回波信号的低频区域的采样的 k 空间的形成;
- [0046] 图 16a、图 16b 和图 16c 是将采样整个回波信号的 k 空间获取的图像与从仅仅采样低频区域的 k 空间获取的图像进行比较的示图;
- [0047] 图 17 是概念性地示出使用结构图像校正由对象的运动引起的功能图像的伪影的过程的示图;
- [0048] 图 18 是示出根据示例性实施例的获取功能图像的方法的流程图;
- [0049] 图 19 是根据示例性实施例的获取功能图像的流程图;和
- [0050] 图 20 是根据示例性实施例的获取功能图像的流程图。

具体实施方式

- [0051] 以下参照附图更详细地描述某些示例性实施例。
- [0052] 在下面的描述中,即使在不同的附图中,相同的附图标号也用于相同的元件。在描述中定义的事物(诸如,详细的构造和元件)被提供,以辅助对示例性实施例的全面理解。因此,很明显地,可在没有这些具体地定义的事物的情况下实施示例性实施例。此外,公知的功能或构造未被详细描述,这是因为它们将会由于不必要的细节而使示例性实施例变得模糊。
- [0053] 图 1 是根据示例性实施例的 MRI 设备的控制框图。
- [0054] 参照图 1,根据示例性实施例的 MRI 设备 100 包括:磁体组件 150,用于产生磁场并引起原子核的共振;控制器 120,用于控制磁体组件 150 的线圈的操作;图像处理器 160,用于在接收到从原子核产生的回波信号时形成 MR 图像;和 workstation 110,用于控制 MRI 设备 100

的操作。

[0055] 磁体组件 150 包括：主磁体 151，用于在磁体组件 150 中产生静磁场；梯度线圈组件 152，即梯度线圈，用于在静磁场中产生梯度；和 RF 线圈组件 153，用于通过施加 RF 脉冲来激发原子核并接收来自原子核的回波信号。

[0056] 控制器 120 包括：静磁场控制器 121，用于控制由主磁体 151 产生的静磁场的强度和方向；和脉冲序列控制器 122，用于产生用于控制梯度线圈组件 152 和 RF 线圈组件 153 的脉冲序列。

[0057] 根据示例性实施例的 MRI 设备 100 可包括：梯度控制器 130，用于将梯度信号施加到梯度线圈组件 152；和 RF 发射器 140，用于将 RF 信号施加到 RF 线圈组件 153。

[0058] 因为梯度控制器 130 和 RF 发射器 140 受到脉冲序列控制器 122 的控制，所以在静磁场中产生的磁场梯度和被施加到原子核的 RF 脉冲可被调整。

[0059] 根据示例性实施例的 MRI 设备包括工作站 110 以允许 MRI 设备 100 的操作员通过输入与 MRI 设备 100 的操作相关的控制命令来操纵装备。

[0060] 工作站 110 可包括：操作控制台 111，用于帮助操作员操纵系统；和显示器 112，用于显示控制状态和由图像处理器 160 形成的图像以帮助用户诊断成像的对象 200 的身体状况。

[0061] 图 2 是 MRI 设备 100 的总体示图，并且图 3 是基于 X 轴、Y 轴和 Z 轴示出放置待成像的对象 200 的检查区域（即，成像区域）的截面的示图。图 4a 和 4b 是示出磁体组件和梯度线圈组件的结构示图，并且图 5 是示出梯度线圈组件的梯度线圈和与各梯度线圈的操作相关的脉冲序列的示图。

[0062] 以下参照图 1 至 5 描述根据示例性实施例的 MRI 设备的详细操作。

[0063] 磁体组件 150 被形成为具有空的内部空间（诸如，腔或膛 158）的圆柱体，所述空的内部空间对应于检查区域。

[0064] 可提供传送单元 210，以将对象 200 传送到膛 158 中来获得 MR 信号。

[0065] 磁体组件 150 包括主磁体 151、梯度线圈组件 152 和 RF 线圈组件 153。

[0066] 主磁体 151 可包括缠绕在膛 158 周围的线圈。当电流被施加于主磁体 151 时，在膛 158（即，检查区域）中产生静磁场 B_0 。

[0067] 磁场的方向可平行于磁体组件 150 的 Z 轴。

[0068] 在膛 158 中产生的静磁场使对象 200 的原子（更具体地讲，氢原子的原子核）沿静磁场的方向排列，并围绕静磁场的方向执行进动。原子核的进动速度由进动频率（即，拉莫尔频率）确定，这由下面的等式 1 表示。

[0069] 等式 1

$$[0070] \quad \omega = \gamma B_0,$$

[0071] 其中 ω 是进动频率，

[0072] γ 是比例常数，并且

[0073] B_0 是以特斯拉 (T) 或高斯 (G) 为单位测量的磁场的强度。对于每一种原子核而言，比例常数 γ 是不同的。

[0074] 例如，氢质子在具有 1T 的强度的磁场中具有 42.58MHz 的进动频率。由于氢占有人体的最大数量的原子，所以 MRI 设备可使用氢质子的进动获取 MR 信号。

[0075] 梯度线圈组件 152 通过将梯度施加于在腔 158 中产生的静磁场来产生磁场梯度。

[0076] 如图 3 中所示, Z 轴平行于从对象 200 的脚到头延伸的纵向方向并且平行于静磁场的方向, X 轴平行于对象 200 的横向方向, 并且 Y 轴平行于腔 158 的直径的垂直方向。

[0077] 为了获取三维 (3D) 空间信息, 可产生在 X 轴、Y 轴和 Z 轴的磁场梯度。因此, 梯度线圈组件 152 包括三对梯度线圈。

[0078] 如图 4 和图 5 中所示, Z 轴梯度线圈 154 形成为一对环形线圈, Y 轴梯度线圈 155 位于对象 200 的上方和下方, 并且 X 轴梯度线圈 156 位于对象 200 的左侧和右侧。

[0079] 如果具有相反极性的直流被沿相反方向施加于两个 Z 轴梯度线圈 154, 则沿 Z 轴方向发生磁场的变化, 引起磁场梯度的产生。图 5 示出通过使用脉冲序列在 Z 轴梯度线圈 154 的操作期间的 Z 轴磁场梯度的产生。

[0080] Z 轴梯度线圈 154 用于选择切片。随着 Z 轴磁场梯度的梯度增加, 可选择更薄的切片。

[0081] 当经由 Z 轴梯度线圈 154 产生的磁场梯度选择切片时, 切片的所有的自旋具有相同的频率和相同的相位, 并且可能无法彼此区分。

[0082] 因此, 由 Y 轴梯度线圈 155 沿 Y 轴方向产生磁场梯度, 这引起相移从而切片的线具有不同的相位。

[0083] 也就是说, 一旦已产生 Y 轴磁场梯度, 被施加较高强度的磁场梯度的线的自旋经受高频的相位变化, 并且被施加较低强度的磁场梯度的线的自旋经受低频的相位变化。

[0084] 在 Y 轴磁场梯度消失之后, 被选择的切片的各条线由于相移而具有不同的相位, 这能够实现各条线之间的区分。如此, 由 Y 轴梯度线圈 155 产生的磁场梯度用于相位编码。

[0085] 图 5 示出通过使用脉冲序列在 Y 轴梯度线圈 155 的操作期间的 Y 轴磁场梯度的产生。

[0086] 因此, 根据由 Z 轴梯度线圈 154 产生的磁场梯度执行切片的选择, 并且通过由 Y 轴梯度线圈 155 产生的磁场梯度来执行选择的切片的线的相位区分。然而, 每条线的各个自旋具有相同的频率和相同的相位, 并且可能无法彼此区分。

[0087] 因此, 由 X 轴梯度线圈 156 沿 X 轴方向产生磁场梯度, 这使每条线的各个自旋具有不同的频率, 这能够实现各个自旋之间的区分。

[0088] 如此, 由 X 轴梯度线圈 156 产生的磁场梯度用于频率编码。

[0089] 如上所述, 由 Z 轴梯度线圈、Y 轴梯度线圈和 X 轴梯度线圈产生的磁场梯度实现空间编码以便经由切片选择、相位编码和频率编码对各个自旋的空间位置进行编码。

[0090] 梯度线圈组件 152 连接到梯度控制器 130, 梯度控制器 130 响应于从脉冲序列控制器 122 发送的控制信号将驱动信号施加于梯度线圈组件 152 以便能够产生磁场梯度。

[0091] 梯度控制器 130 可包括与梯度线圈组件 152 的三对梯度线圈 154、155 和 156 对应的三个驱动电路。

[0092] 如上所述, 由磁场排列的原子核以拉莫尔频率执行进动。多个原子核的磁化向量和可由单个净磁化强度 (net magnetization) M 指定。

[0093] 净磁化强度的 Z 轴分量未被测量, 并且仅 M_{xy} 是可检测的。因此, 为了获取 MR 信号, 原子核被激发, 从而净磁化强度存在于 XY 平面上。为了原子核的激发, 可将被调谐至拉莫尔频率的 RF 脉冲施加到静磁场。

[0094] RF 线圈组件 153 包括：发射线圈，用于发射 RF 脉冲；和接收线圈，用于接收从受激原子核发射的电磁波（即，MR 信号）。

[0095] RF 线圈组件 153 连接到 RF 发射器 140，并且 RF 发射器 140 响应于从脉冲序列控制器 122 发送的控制信号将驱动信号施加于 RF 线圈组件 153，以便能够发射 RF 脉冲。

[0096] RF 发射器 140 可包括：调制器电路，用于将输出信号调制成 RF 脉冲信号；和 RF 功率放大器，用于放大 RF 脉冲信号。

[0097] RF 线圈组件 153 还连接到图像处理器 160。图像处理器 160 包括：数据接收器 161，用于从 RF 线圈组件 153 接收 MR 信号并产生用于形成 MR 图像的数据；和数据处理器 163，用于通过处理接收的数据来形成 MR 图像。

[0098] 数据接收器 161 包括：前置放大器，用于放大由 RF 线圈组件 153 的接收线圈接收的 MR 信号；相位检测器，用于检测从前置放大器接收的 MR 信号的相位；和模数 (A/D) 转换器，用于将由相位检测器获取的模拟信号转换成数字信号。数据接收器 161 将数字化的 MR 信号发送给数据存储器 162。

[0099] 数据存储器 162 具有被定义为二维 (2D) 傅里叶空间的数据空间。当所有的扫描的数据被存储在数据存储器 162 中时，数据处理器 163 对 2D 傅里叶空间内的数据执行 2D 逆傅里叶变换，以重构对象 200 的图像。重构的图像被显示在显示器 112 上。

[0100] 自旋回波脉冲序列可用于从原子核获取 MR 信号。当 RF 线圈组件 153 顺序地施加第一 RF 脉冲和第二 RF 脉冲并且在第一 RF 脉冲和第二 RF 脉冲之间具有合适的时间间隔 Δt 时，原子核在施加第二 RF 脉冲之后过去时间 Δt 之后显示出强横向磁化，这能够实现 MR 信号的获取。

[0101] 这种方法被称为自旋回波脉冲序列，并且第一 RF 脉冲的施加与 MR 信号的产生之间的时间被称为回波时间 (TE)。

[0102] 基于相对于质子在翻转之前所在的轴的翻转程度，质子的翻转角可被表示为 90° RF 脉冲、 180° RF 脉冲等。

[0103] 然而，如果在功能 MRI 的扫描期间发生病人的运动，则由功能 MRI 获取的功能图像可能具有伪影。

[0104] 大脑的形状在扫描期间基本上不变，并且整个形状仅显示出由病人的运动导致的沿上下左右方向中的任何一个方向的平移或旋转。

[0105] 图 6 至 8 是概念性地示出依赖于对象的运动的功能图像的移动的示图。

[0106] 随着对象的运动，如图 6 中所示，获取与当未发生对象的运动时的图像相比已经受向上或向下平移的大脑的图像。

[0107] 如图 7 中所示，可获取与当未发生对象的运动时的图像相比已由于病人的运动而经受旋转的大脑的图像。

[0108] 如图 8 中所示，可获取与当未发生对象的运动时的图像相比已由于病人的运动而经受平移和旋转的大脑的图像。

[0109] 已由于扫描期间的病人的运动而经受平移或旋转的一系列功能图像数据可经由登记而经受由于对象的运动导致的平移和旋转的影响的校正。

[0110] 刚体登记可被用作功能图像数据的登记。刚体登记是在感兴趣的解剖区域未发生变形或失真的假设下仅使用图像的平移和旋转的图像登记。由于与例如因为心跳和呼吸

而暂时变形的心脏或肺相比大脑不具有暂时变形,所以大脑的功能图像数据可经受刚体登记。

[0111] 然而,由功能 MRI 获取的功能图像数据可能包含伪影(诸如,几何失真、强度不均匀等),并且可能不适合基于解剖信息的由于对象的运动导致的影响的校正。此外,功能图像数据聚焦用于测量血流量的变化的功能分析而非解剖信息,因此,可能不适合基于解剖信息的登记。

[0112] 示例性实施例提出一种通过将显示对象的扫描的解剖结构的结构图像数据用于用于功能图像数据的运动校正的数据登记来获取功能图像的方法。虽然,在示例性实施例中,详细描述了大脑的功能 MR 图像的获取,但这仅是示例。示例性实施例不限于大脑的功能成像,并且可适用于新陈代谢功能图像、温度图像、疼痛表示图像、光谱图像等。

[0113] 通过使用用于确定温度变化的序列监测对象的温度的成像方法来获取温度图像,并且温度图像可用于使用高强度聚焦超声(HIFU)的治疗中。经由监测新陈代谢物质(诸如,钠、磷、碳、ATP等)的密度的成像方法来获取新陈代谢功能图像。经由监测关于构成图像的体素内的化学物质的密度的信息的成像方法来获取光谱图像。

[0114] 因此,以下详细描述的使用结构图像数据校正由于对象的运动导致的影响来获取功能图像的方法可被应用于前述图像。

[0115] 图 9 至图 11 是概念性地示出根据示例性实施例的结合功能图像数据的获取来获取结构图像数据的各种方法的示意图。

[0116] 图 9 的左侧部分概念性地示出由切片构成的功能图像的体数据。图 9 的右侧部分概念性地示出由切片构成的结构图像的体数据。

[0117] 如图 9 中所示,每当获取功能图像的体数据的切片数据时,图像处理器 160 可通过获取结构图像的体数据的切片数据来获取结构图像数据。也就是说,通过交替地获取功能图像的切片数据和结构图像的切片数据来获取结构图像数据。

[0118] 在图 9 的左侧部分中,功能图像的体数据的切片数据包括切片 F1、F2 和 F3 至 Fn。在图 9 的右侧部分中,结构图像的体数据的切片数据包括切片 S1、S2 和 S3 至 Sn。

[0119] 连接切片数据的箭头代表功能图像的切片数据和结构图像的切片数据的获取顺序。

[0120] 如箭头所示,功能切片数据 F1、结构切片数据 S1、功能切片数据 F2、结构切片数据 S2、功能切片数据 F3 和结构切片数据 S3 以这个次序被获取。如此,在功能图像的各个切片的获取之间获取结构图像的切片数据。

[0121] 图 10 示出获取结构图像数据的另一方法。

[0122] 图 10 的左侧部分概念性地示出功能图像的多个体数据,诸如由切片构成的部分或厚片。图 10 的右侧部分概念性地示出结构图像的多个体数据,诸如由切片构成的部分或厚片。

[0123] 每当获取功能图像的一个体数据厚片时,图像处理器 160 可通过获取结构图像的一个体数据厚片来获取结构图像数据。也就是说,通过交替地获取功能图像的体数据厚片和结构图像的体数据厚片来获取结构图像数据。

[0124] 在图 10 的左侧部分中,功能图像的体数据厚片包括厚片 Fv1 和 Fv2 至 Fvn。在图 10 的右侧部分中,结构图像的体数据厚片包括厚片 Sv1 和 Sv2 至 Sn。

[0125] 连接各个体数据厚片的箭头代表功能图像的体数据厚片和结构图像的体数据厚片的获取顺序。

[0126] 如箭头所示,功能体数据厚片 Fv1、结构体数据厚片 Sv1、功能体数据厚片 Fv2、结构体数据厚片 Sv2、功能体数据厚片 Fvn 和结构体数据厚片 Svn 以这个次序被获取。如此,在功能图像的各个体数据厚片的获取之间获取结构图像的每个体数据厚片。

[0127] 图 11 示出获取结构图像数据的另一方法。

[0128] 在图 11 中,用于经功能图像确认的感兴趣的特定功能的去活化和激活的部分彼此交替,如用于功能图像的获取的设计矩阵所指定的。

[0129] 例如,当尝试确认在对象观看特定图像时以及当对象未观看特定图像时的大脑中的功能变化时,当观看特定图像时的情况对应于激活部分并且当未观看特定图像时的情况对应于去活化部分。可选择地,当尝试确认在对象说话时以及当对象未说话时的大脑中的功能差异时,当对象说话时的情况对应于激活部分,并且当对象未说话时的情况对应于去活化部分。

[0130] 在第一去活化部分 302 中获取的功能图像的体数据由 Fvd11、Fvd12 和 Fvd1n 表示,并且在第二去活化部分 304 中获取的功能图像的体数据由 Fvd21、Fvd22 和 Fvd2n 表示。在激活部分 306 中获取的功能图像的体数据由 Fva1、Fva2 和 Fvan 表示。与第一去活化部分对应的结构图像的体数据由 Sv1 表示,与激活部分对应的结构图像的体数据由 Sv2 表示,并且与第二去活化部分对应的结构图像的体数据由 Sv3 表示。

[0131] 图像处理器 160 可在激活部分以及第一去活化部分和第二去活化部分中获取功能图像的多个体数据厚片。

[0132] 并不如以上参照图 9 和图 10 所述根据功能图像的切片数据或体数据厚片执行图 11 中示出的结构图像数据的获取,而是根据获取功能图像的多个体数据厚片的激活部分和去活化部分执行图 11 中示出的结构图像数据的获取。

[0133] 在激活部分以及第一去活化部分和第二去活化部分中的每一个部分中逐个地获取结构图像的体数据厚片 Sv1、Sv2 和 Sv3。虽然图 11 示出基于每个部分获取结构图像的一个体数据厚片,但示例性实施例不限于此,并且可在激活部分和去活化部分中的每一个部分中获取结构图像的超过一个的体数据厚片。另外,虽然图 11 示出一个激活部分和两个去活化部分,但各部分的数量不限于此。

[0134] 当通过图 9 或图 10 中示出的方法来获取结构图像数据时,功能图像的体数据和结构图像的体数据以 1 比 1 的比率彼此对应,这确保从结构图像数据获取更准确的与对象的运动相关的信息。

[0135] 当通过图 11 中示出的方法获取结构图像数据时,功能图像的体数据和结构图像的体数据以 n 比 1 的比率彼此对应,这减少用于获取结构图像数据的时间,使得用于获取功能图像的时间减少。也就是说,当通过经由图 9 和图 10 的方法获取结构图像数据来校正功能图像数据时,即使花费更长的时间,也可更准确地校正由于对象的运动导致的影响。当通过经由图 11 的方法获取结构图像数据来校正功能图像数据时,虽然对由于对象的运动导致的影响的校正的准确性可能更低,但可减少获取功能图像所花费的时间。

[0136] 因此,当预期对象进行较少的运动时,可使用通过图 11 的方法获取结构图像数据,而当预期对象的更大程度的运动时,可使用通过图 9 或图 10 的方法获取结构图像数据。

[0137] 如以上参照图 9 至图 11 所述,虽然可按照切片数据或体数据或者按照激活部分或去活化部分来获取结构图像数据,但这仅是示例,并且示例性实施例不限于此。可按照预定义的时间间隔获取结构图像的切片数据或体数据。

[0138] 以下参照图 12 至图 16 来详细描述提高结构图像数据的获取速度的方法。

[0139] 图 14 示出经由对整个回波信号进行采样的 k 空间的形成。通过对整个回波信号进行采样而形成的 k 空间的 3D 示图被概念性地示出在图 14 的右侧部分中,并且 k 空间的 2D 示图被使用图形和图像示出在图 16a 中。

[0140] 图 16a 示出从通过对整个回波信号进行采样而形成的 k 空间获取的大脑的功能 MR 图像。

[0141] 图 15 示出经由对与回波信号的中心区域对应的低频区域进行采样形成 k 空间。通过对回波信号的低频区域进行采样而形成的 k 空间的 3D 图被概念性地示出在图 15 的右侧部分中,并且使用图形和图像将 k 空间的 2D 示图示出在图 16b 和图 16c 中。图 16b 示出通过对回波信号的宽低频区域进行采样而形成的 k 空间,并且图 16c 示出通过对回波信号的窄低频区域进行采样而形成的 k 空间。

[0142] 比较图 16a、16b 和 16c 中示出的从 k 空间获取的结构 MR 图像,图 16a 的通过对整个回波信号进行采样而获取的结构 MR 图像的分辨率优于图 16b 或图 16c 的图像的分辨率。图 16b 的结构 MR 图像的分辨率优于图 16c 的结构 MR 图像的分辨率。然而,这些图像在对比度方面没有显著差异。

[0143] 结构图像数据用于计算与对象的运动相关的信息,因此,可能需要适合简单地识别对象的运动的对比度。因此,虽然可如图 16a 中所示从通过对整个回波信号进行采样而形成的 k 空间获取结构图像数据,但是为了实现结构图像数据的更迅速的获取,可如图 16b 和图 16c 中所示从通过对回波信号的低频区域进行采样而形成的 k 空间获取结构图像数据。

[0144] 通常,位于 k 空间的中心的数据确定图像的对比度和信号的强度。这是因为,不同于周围区域,由于频率编码期间的自旋的集中,位于 k 空间的中心的数据是同相的数据,如图 12 中所示。这种数据还在相位编码期间不经受相移或经受较少的相移,如图 13 中所示。从图 13 可以理解,在小 TR (时间响应) 编号获取的回波信号位于 k 空间的中心,并且例如,相移的程度在 $TR \#2$ 低。

[0145] 由于这个原因,为了实现结构图像数据的更迅速的获取,通过对作为确定图像的对比度和信号的强度并因此可对图像重构具有主导影响的回波信号的中心区域的低频区域进行采样来形成 k 空间。

[0146] 虽然图 16a、16b 和 16c 示出通过使用正交坐标对回波信号进行采样而形成的正射 k 空间,但示例性实施例不限于此。可从经由径向轨道采样或螺旋采样形成的 k 空间获取结构图像数据。

[0147] 如上所述,作为通过对回波信号的低频区域进行采样来形成 k 空间的结果,可提高结构图像数据的获取速度。还可通过经由压缩感测对回波信号进行采样来提高结构图像数据的获取速度。

[0148] 执行采样以将模拟信号转换成数字信号,并且可使用以存在于感兴趣的信号中的最高频率的两倍的奈奎斯特速率获得的样本实现信号的准确恢复。

[0149] 压缩感测提出一种甚至在没有以奈奎斯特速率或更高速率获得的样本的情况下恢复信号的方法,即一种经由亚奈奎斯特采样恢复原始信号的方法。这种方法基于假设的作为典型信号的所谓稀疏信号的存在,所述稀疏信号在被变换到特定信号空间中时通常具有零值。

[0150] 稀疏信号是这样的信号:当在 X-Y 图表上绘制时,其在多数 x 值处的 y 值是零,并且在相对较少数量的 x 值的 y 值是非零值。利用压缩感测的理论,甚至经由少量的线性测量也可恢复稀疏信号。

[0151] 因此,由于压缩感测能够实现快速的信号采样,所以通过经由压缩感测对回波信号进行采样来获取结构图像数据可减少数据获取时间。

[0152] 压缩感测是本领域技术人员已知的采样方法,因此省略其详细描述。

[0153] 如上所述,为了减少用于获取结构图像数据的时间,可通过对回波信号的低频区域进行采样或者通过经由压缩感测对回波信号进行采样来形成 k 空间。

[0154] 图 17 是概念性地示出基于结构图像数据获取与对象的运动相关的信息并且获取功能图像的过程的示图,基于获取的信息经由功能图像数据的登记而校正所述功能图像的由对象的运动引起的伪影。

[0155] 如果获取了结构图像数据,则图像处理器 160 经由上述结构图像数据的刚体登记来获取结构图像。

[0156] 图像处理器 160 计算在结构图像数据的登记中使用的变换矩阵,并将该变换矩阵用于功能图像数据的登记。

[0157] 如上所述,功能图像数据不适合下述校正,所述校正是对基于功能图像数据的解剖信息而对由于对象的运动导致的影响进行的校正。因此,从清楚地揭示解剖结构的结构图像数据的登记来计算该变换矩阵。

[0158] 由于结构图像数据清楚地揭示对象的器官的解剖结构,并且用于登记结构图像数据的变换矩阵也用于登记功能图像数据,所以可去除由于在功能图像数据中揭示的对象的运动导致的影响。

[0159] 图 18 是示出根据示例性实施例的使用 MRI 设备获取功能图像的方法的流程图。

[0160] 参照图 18,获取关于对象的功能图像数据和结构图像数据(操作 S200 和 S210)。

[0161] 以上参照图 9 至图 11 描述了结合功能图像数据的获取来获取结构图像数据的各种方法。

[0162] 参照图 19,图像处理器 160 可确定用于获取结构图像数据的方法(操作 S300)。例如,该方法可以是参照图 9-11 描述的方法,并且可基于对象运动的预期程度、图像质量目标、成像的时间约束等来确定该方法。

[0163] 在操作 S302 中,图像处理器 160 可确定对象运动的程度被预期为较大还是较低。例如,如果对象是儿童或动物,则运动的程度可被预期为较大。

[0164] 图像处理器 160 可将运动的程度分类为例如大级、中级和低级。可选择地,可在预先检查阶段通过检查对象的以前的记录或利用传感器估计对象运动来确定对象运动的程度。

[0165] 在操作 S304 中,可确定预期对象运动为大,并且图像处理器 160 可根据以上参照图 9 描述的示例性实施例来确定用于获取结构图像数据的方法。也可在图像处理器 160 确

定希望实现较高质量的图像时和 / 或在针对图像获取不存在大的时间限制时做出该确定。也就是说,通过交替地获取功能图像的切片数据和结构图像的切片数据来获取结构图像数据(操作 S305)。

[0166] 在操作 S306 中,如果确定预期对象运动为中,则图像处理器 160 可根据以上参照图 10 描述的示例性实施例来确定用于获取结构图像数据的方法。也可在图像处理器 160 确定可接受较低质量的图像时和 / 或针对图像获取存在时间限制时做出该确定。

[0167] 在操作 S308 中,每当获取功能图像的一个体数据厚片时,图像处理器 160 可通过获取结构图像的一个体数据厚片来获取结构图像数据。也就是说,通过交替地获取功能图像的体数据厚片和结构图像的体数据厚片来获取结构图像数据。

[0168] 在操作 S306 中,如果确定预期对象运动为低,则图像处理器 160 可根据以上参照图 11 描述的示例性实施例来确定用于获取结构图像数据的方法。也可在图像处理器 160 确定可接受较低质量的图像时以及在针对图像获取存在大的时间约束时做出该确定。

[0169] 在操作 S310 中,图像处理器 160 可在激活部分中获取功能图像的多个体数据厚片,并且在去活化部分中获取各个体数据厚片中的每一个。

[0170] 此外,如图 19 中所示,图像处理器 160 可在获取结构图像数据之前或在获取结构图像数据期间通过使用例如刚性登记来执行登记(操作 S310)。另外,以上参照图 19 描述的一些操作可被省略,并且图像处理器 160 可在操作 S300 中基于预先存储的标准或者基于用户选择来确定进行的方法。

[0171] 以上参照图 12 至图 16 描述了提高结构图像数据的获取速度的方法,并且不重复该方法。

[0172] 再次参照图 18,如果获取了结构图像数据,则从获取的结构图像数据获取与对象的运动相关的信息(操作 S220)。

[0173] 以上参照图 17 详细描述了基于结构图像数据获取与对象的运动相关的信息并且获取功能图像,基于获取的信息经由功能图像数据的登记而校正所述功能图像的由对象的运动引起的伪影。

[0174] 参照图 20,在操作 S402 中,获取各条结构图像数据,并且图像处理器 160 通过使用结构图像数据的刚体登记来获取结构图像。

[0175] 在操作 S404 中,图像处理器 160 计算在结构图像数据的登记中使用的变换矩阵。

[0176] 在操作 S406 中,图像处理器 160 基于在结构图像数据的登记中使用的变换矩阵来登记功能图像数据。

[0177] 如上所述,功能图像数据可能不适合下述校正,所述校正基于功能图像数据的解剖信息对由于对象的运动导致的影响的校正。因此,通过使用清楚地揭示解剖结构的结构图像数据的登记来计算该变换矩阵。

[0178] 也就是说,经由结构图像数据计算的与对象的运动相关的信息被表示为用于结构图像数据的登记的变换矩阵。

[0179] 再次参照图 18,当计算出与对象的运动相关的信息时,基于该信息校正功能图像数据的伪影(操作 S230),并且获取其伪影已被校正的功能图像(操作 S240)。

[0180] 因此,计算用于结构图像数据的登记的变换矩阵,并且图像处理器 160 通过使用计算出的变换矩阵来执行功能图像数据的登记。

[0181] 由于基于清楚地示出解剖结构的结构图像数据来计算该变换矩阵,所以使用该变换矩阵登记功能图像数据能够实现对由于对象的运动导致的伪影的校正。

[0182] 因此,显示器显示其伪影经由功能图像数据的登记而校正的功能图像。

[0183] 从以上描述清楚可见,根据示例性实施例的一方面,可更准确地获取与对象的运动相关的信息,该信息能够实现对由于对象的运动导致的伪影的更准确的校正。

[0184] 另外,在分析功能图像时,可提高统计准确性和可靠性。

[0185] 前面的示例性实施例和优点仅是示例性的,而不应该被解释为是限制性的。本教导可容易地应用于其它类型的设备。此外,示例性实施例的描述应该是说明性的,而非限制权利要求的范围,并且许多替换、修改和变化对于本领域技术人员而言将会是清楚的。

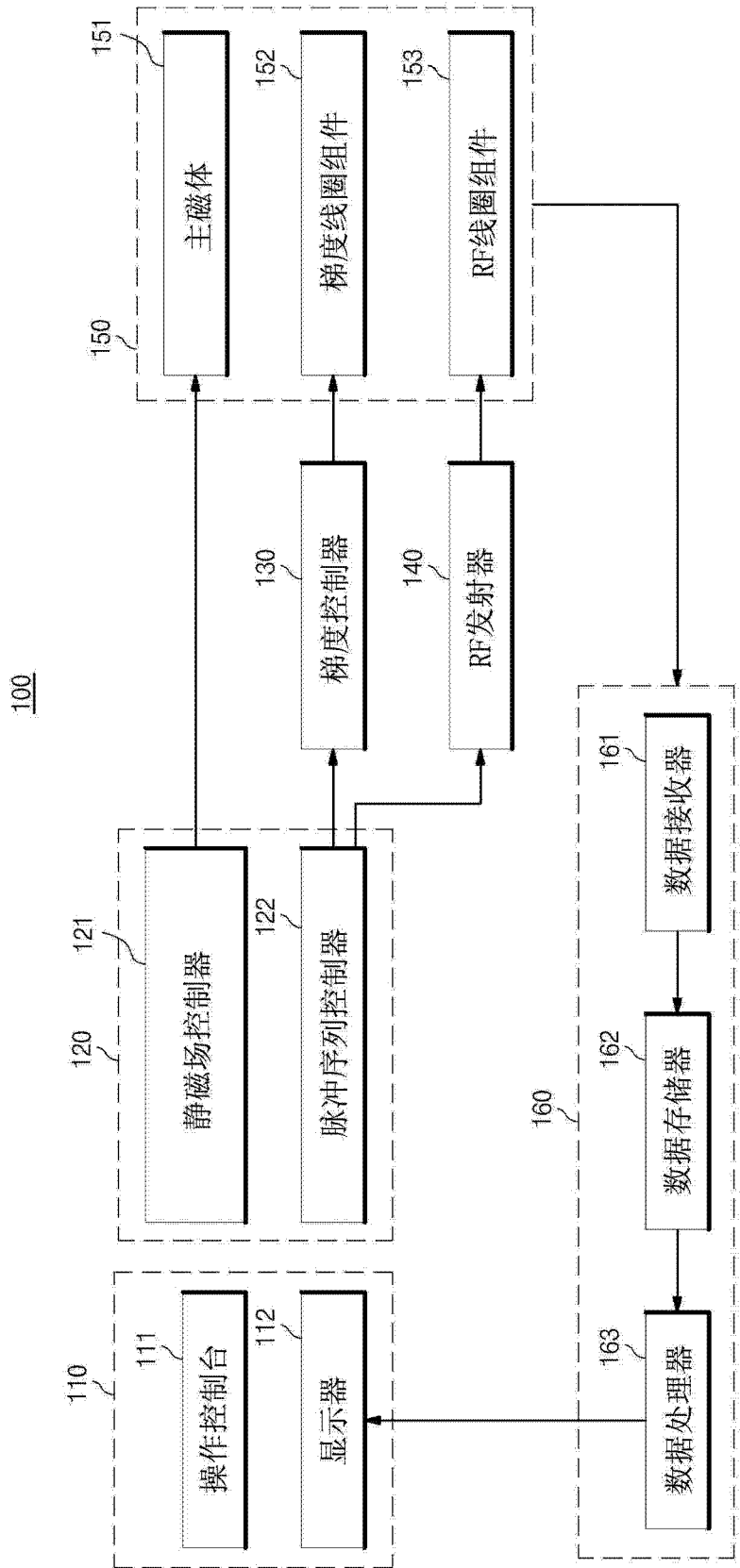


图 1

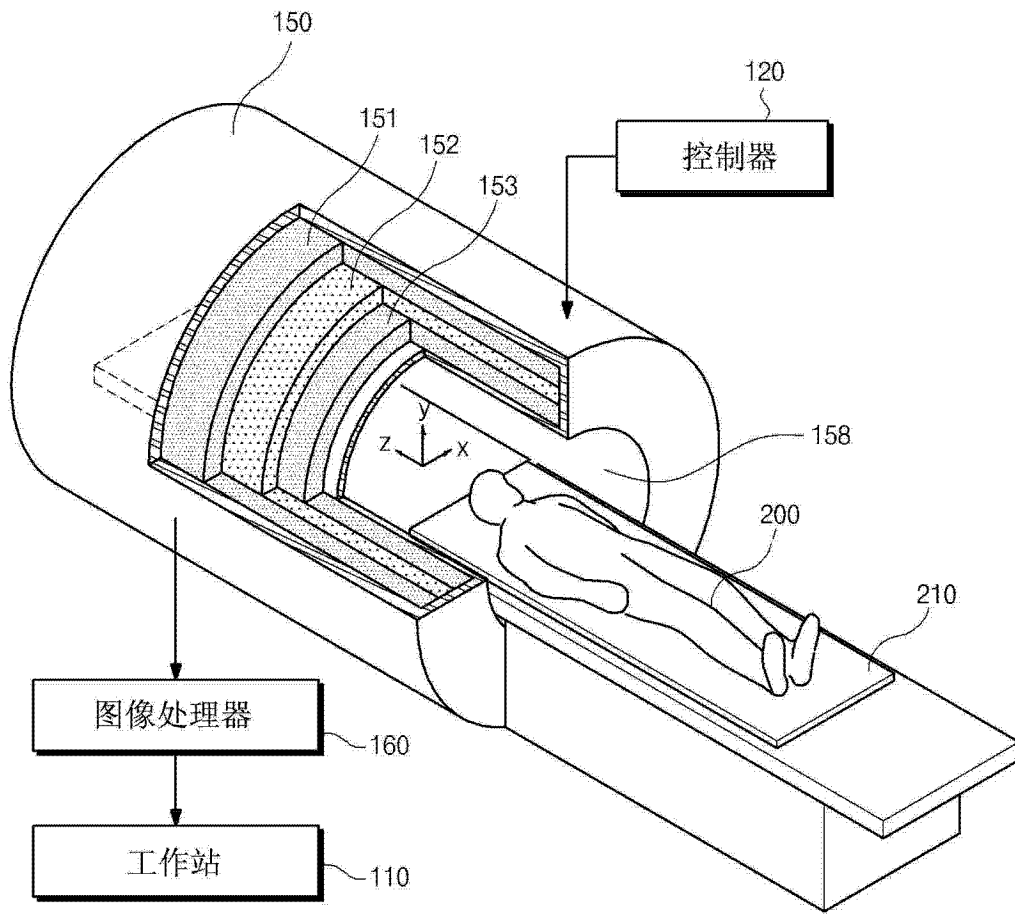


图 2

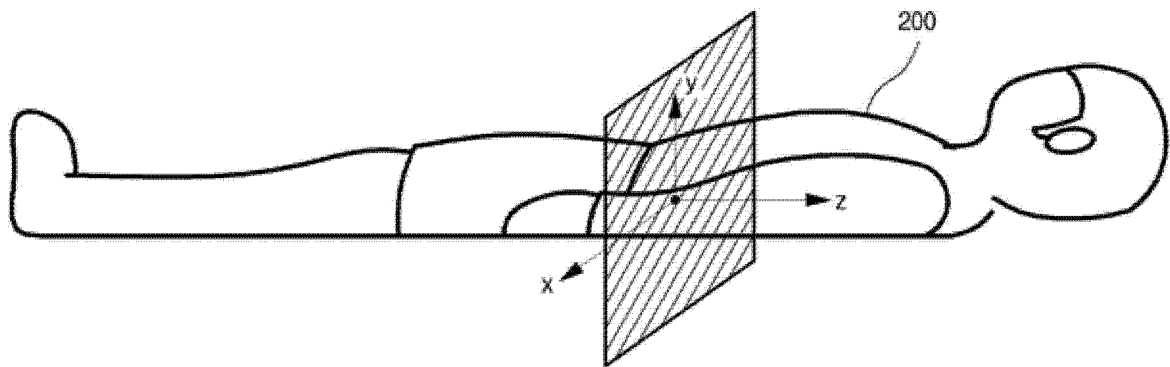


图 3

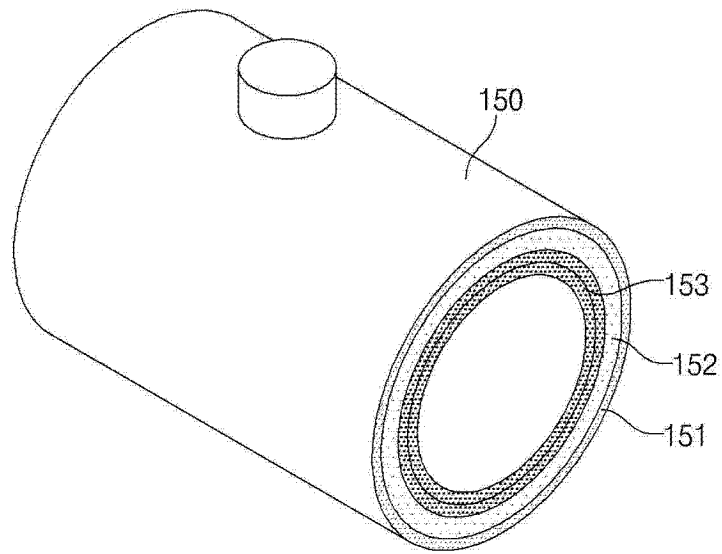


图 4a

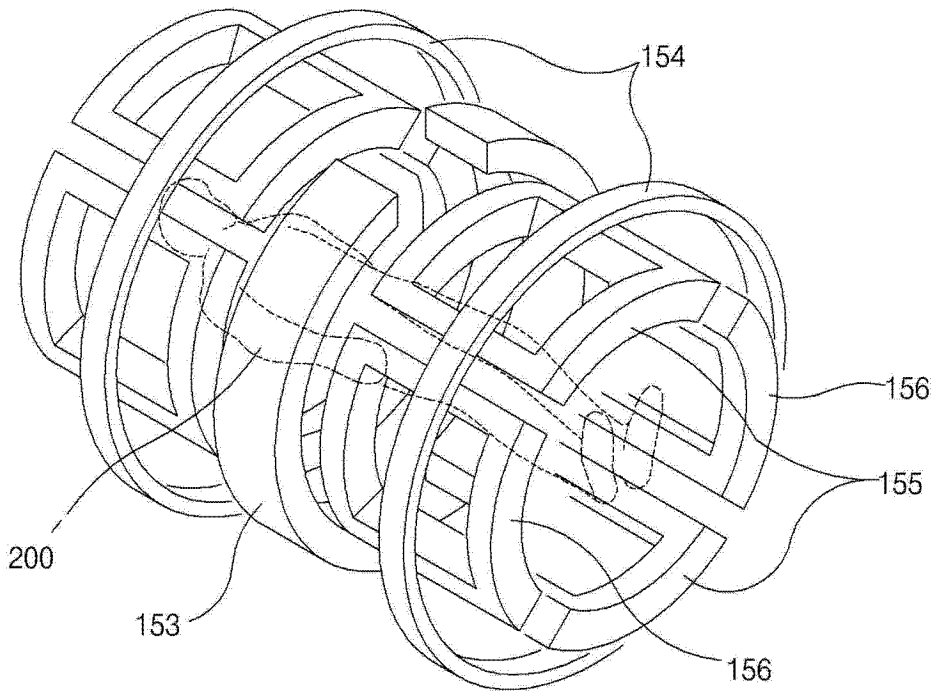


图 4b

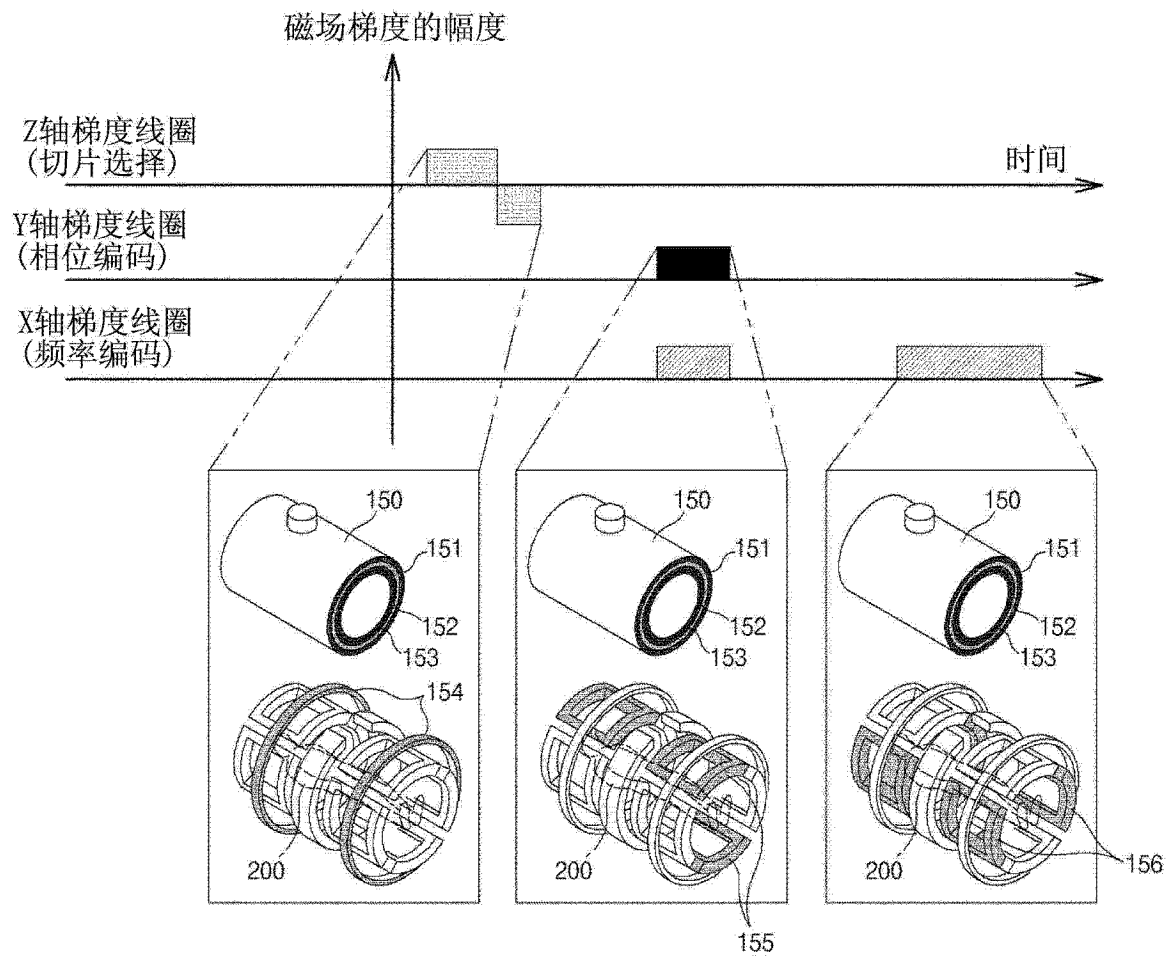


图 5

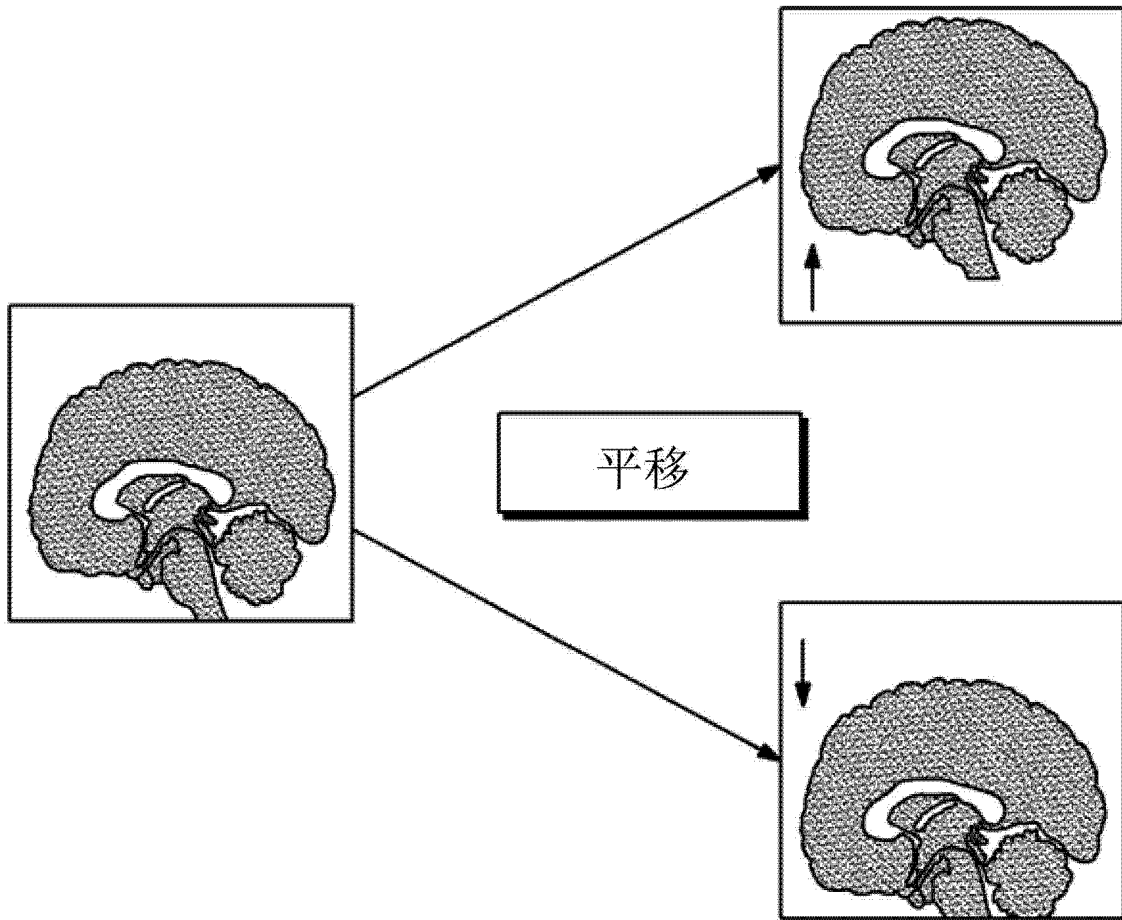


图 6

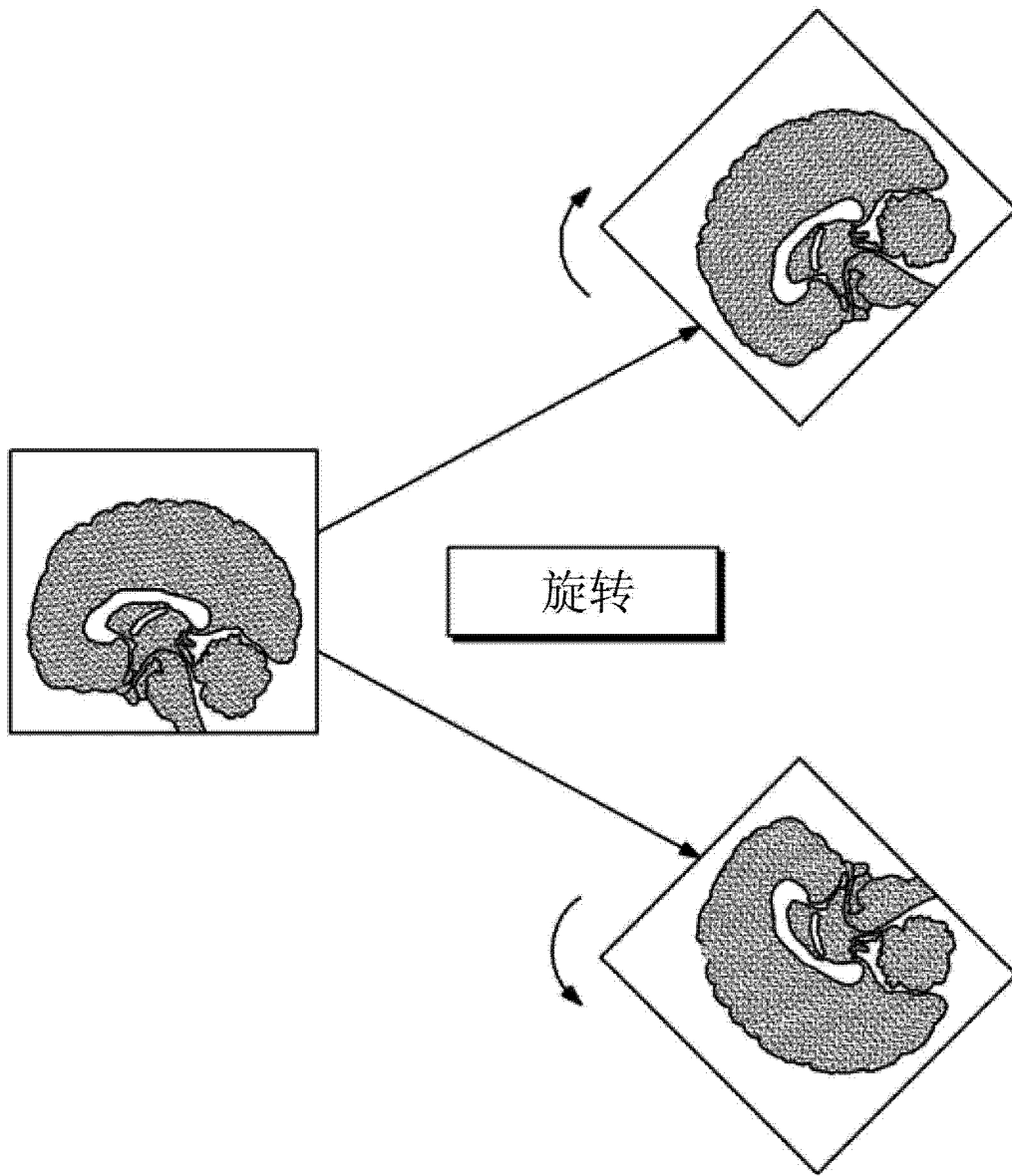


图 7

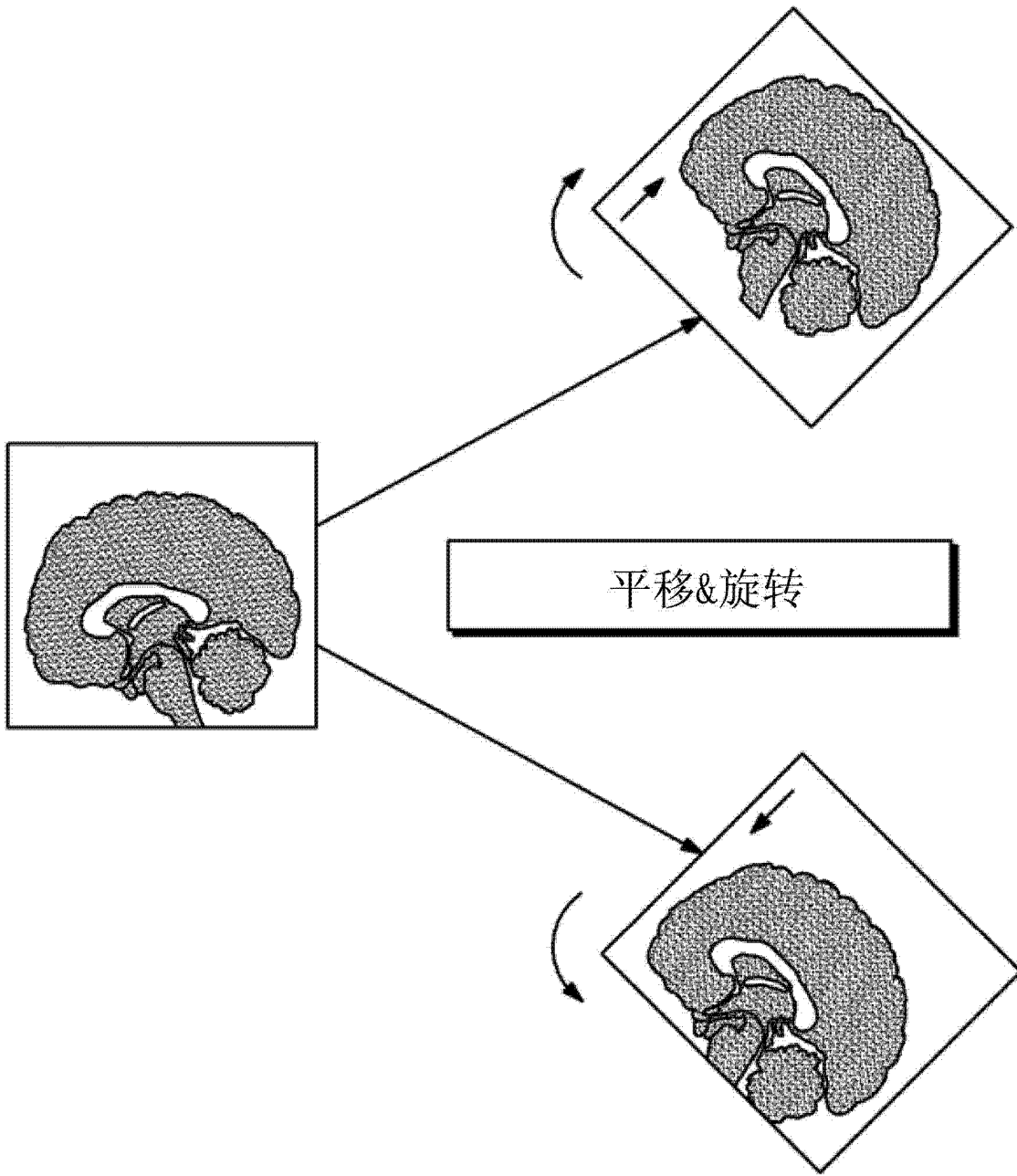


图 8

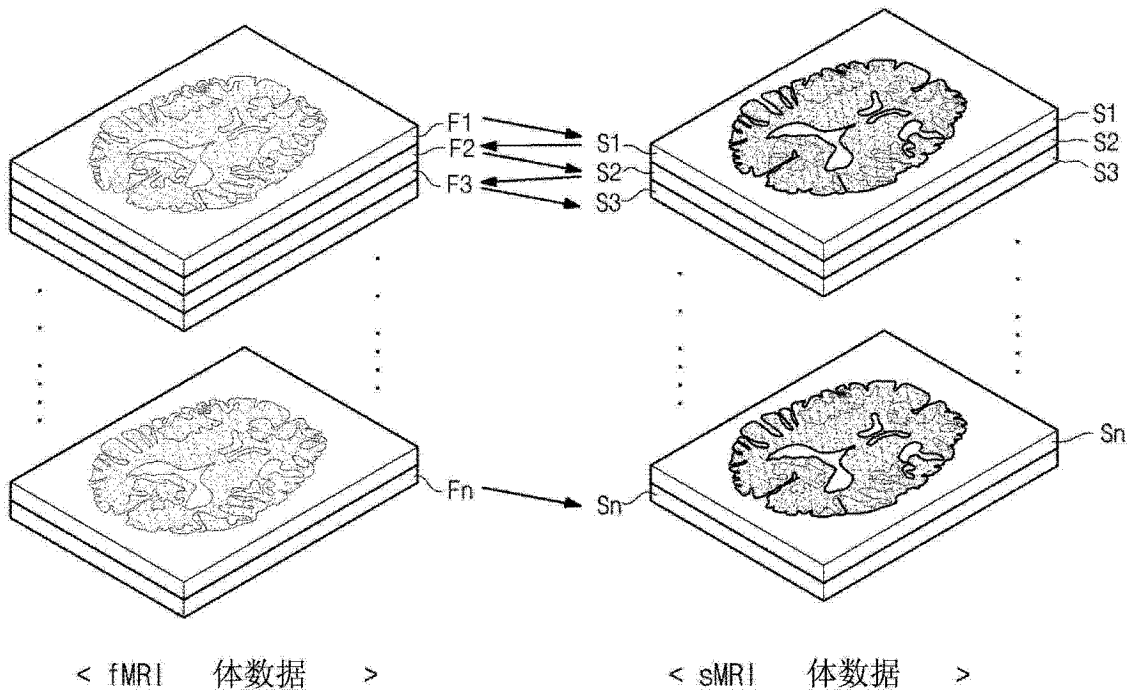


图 9

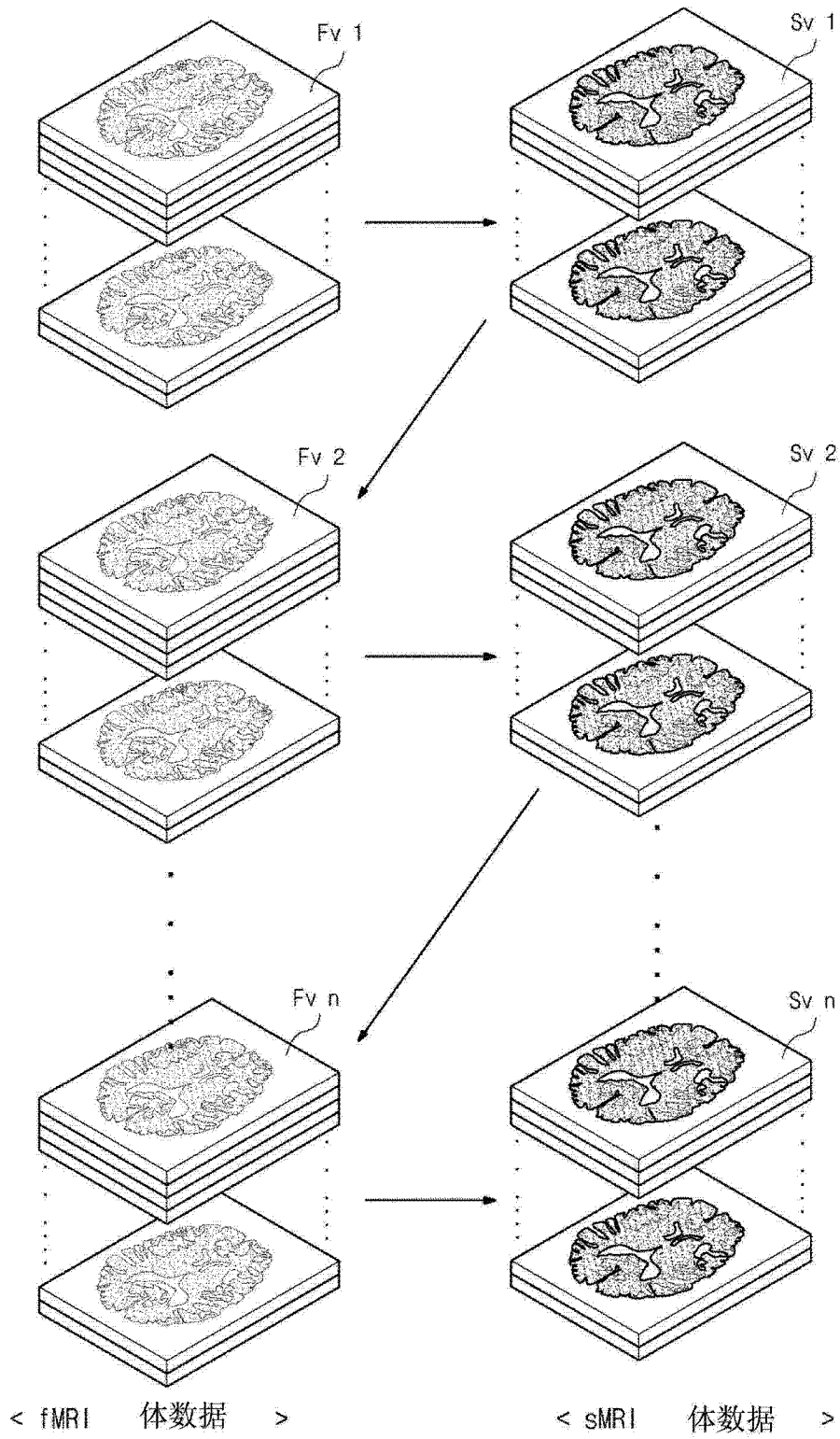


图 10

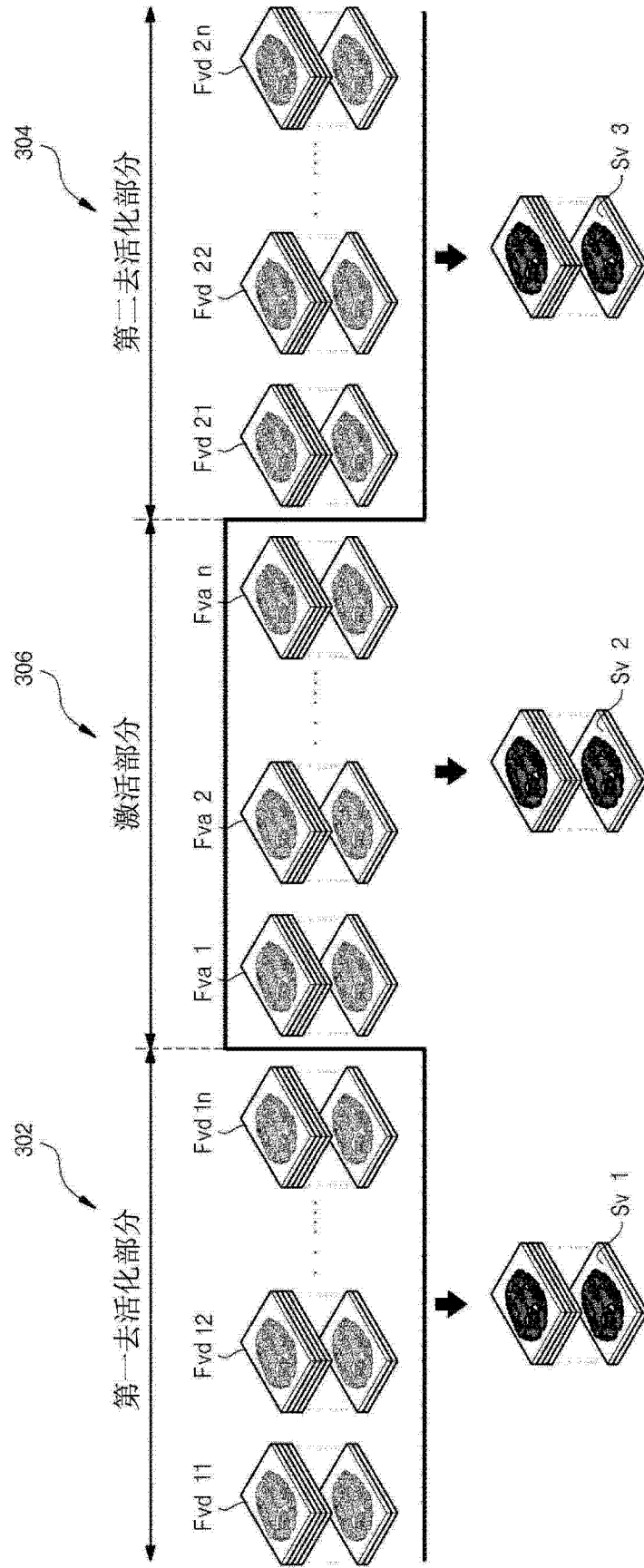


图 11

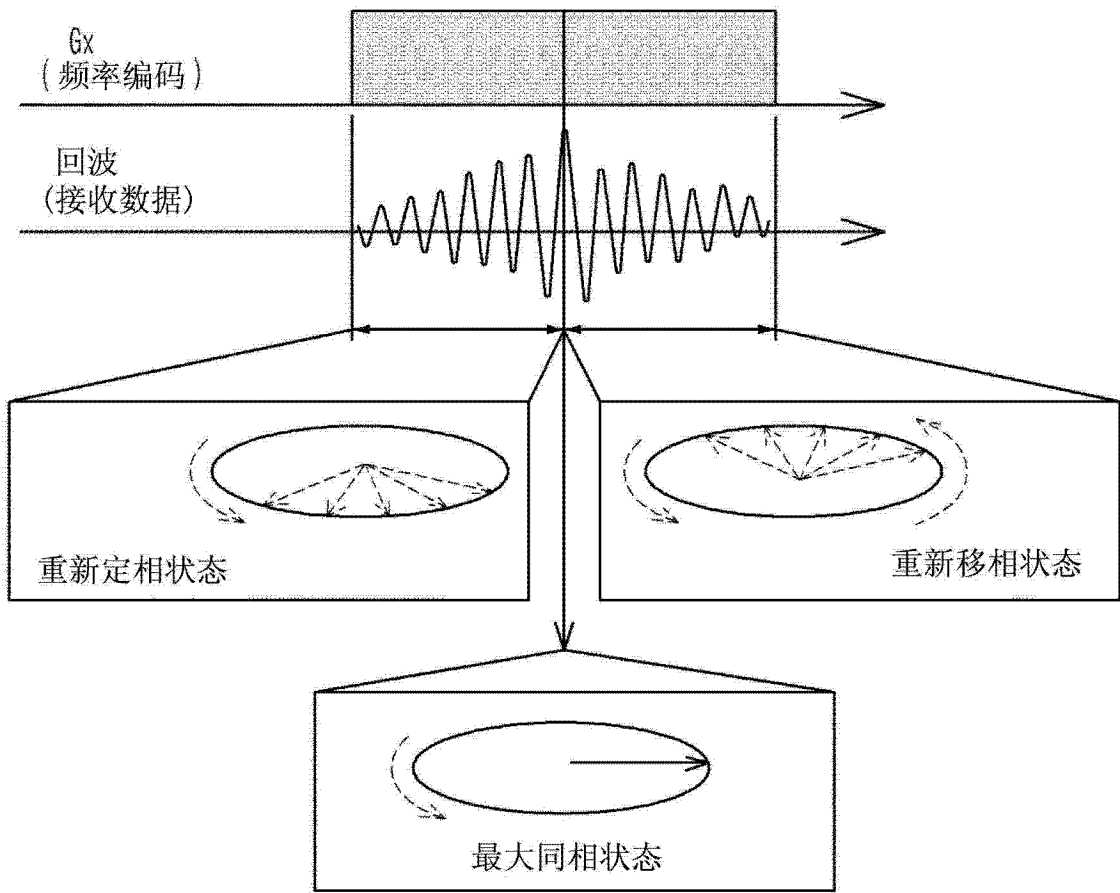


图 12

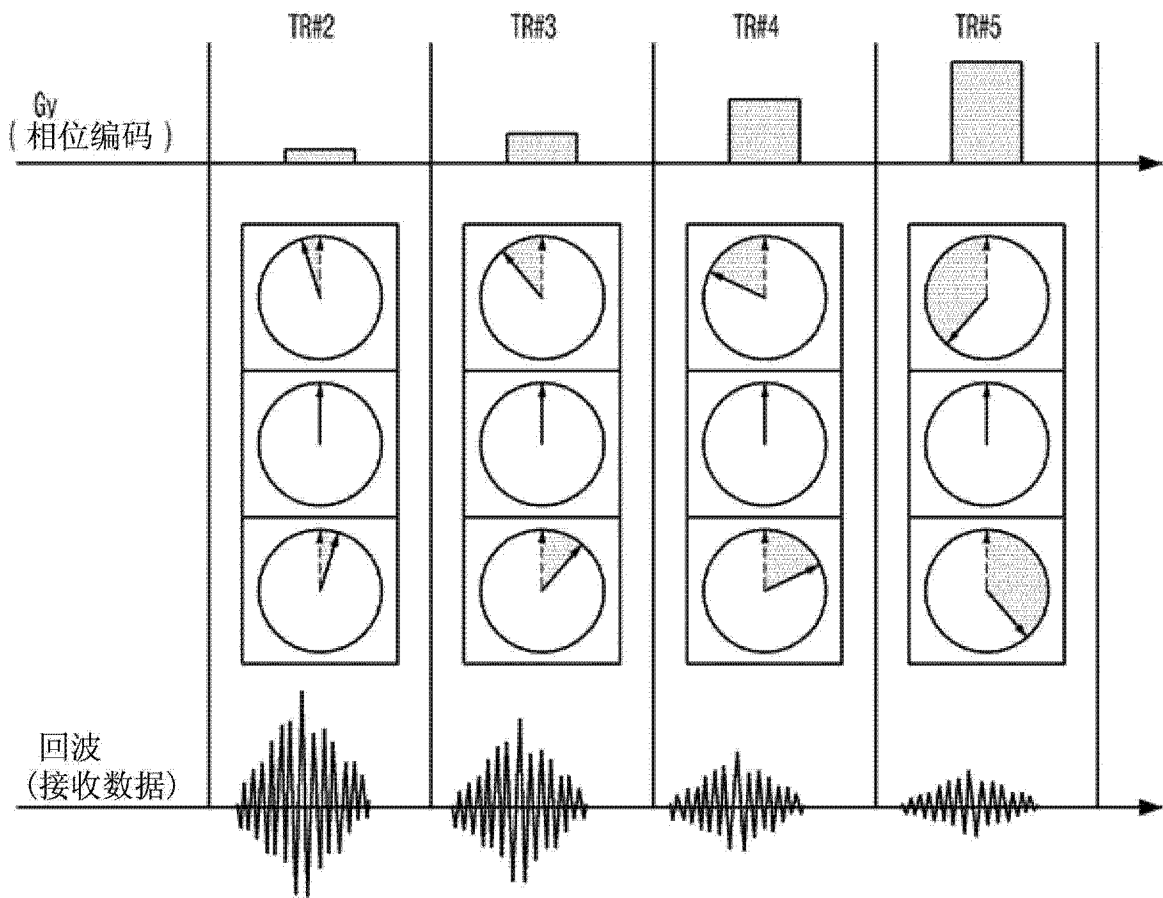


图 13

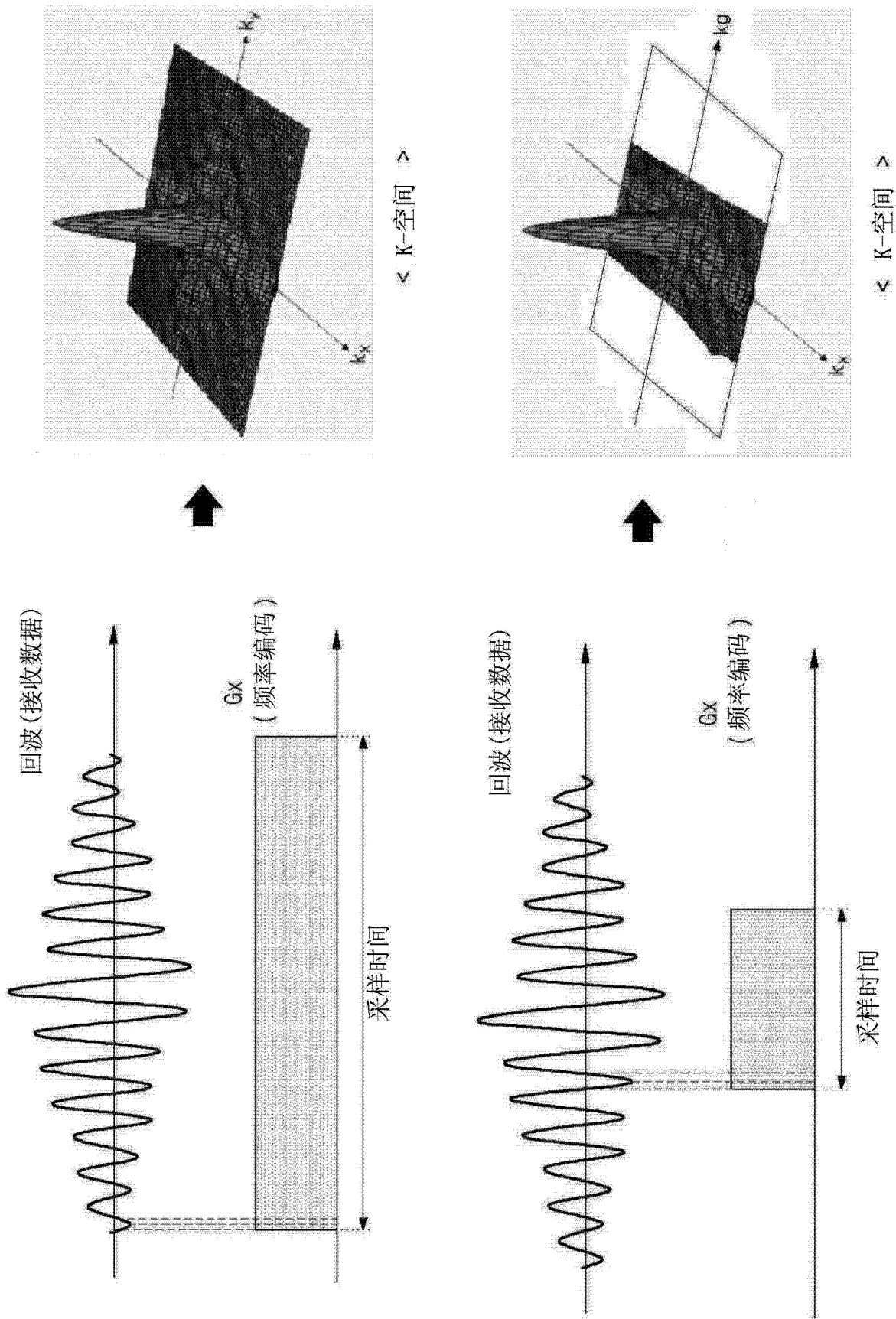


图 14

图 15

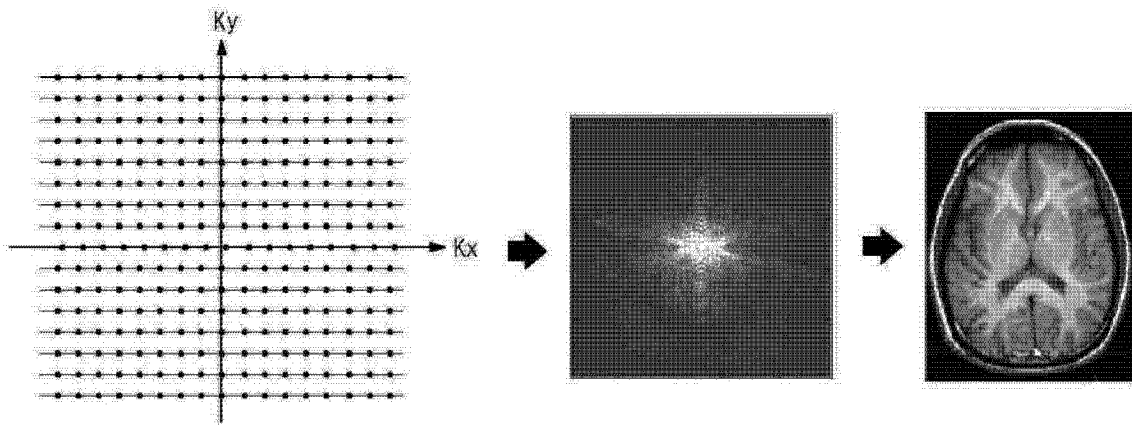


图 16a

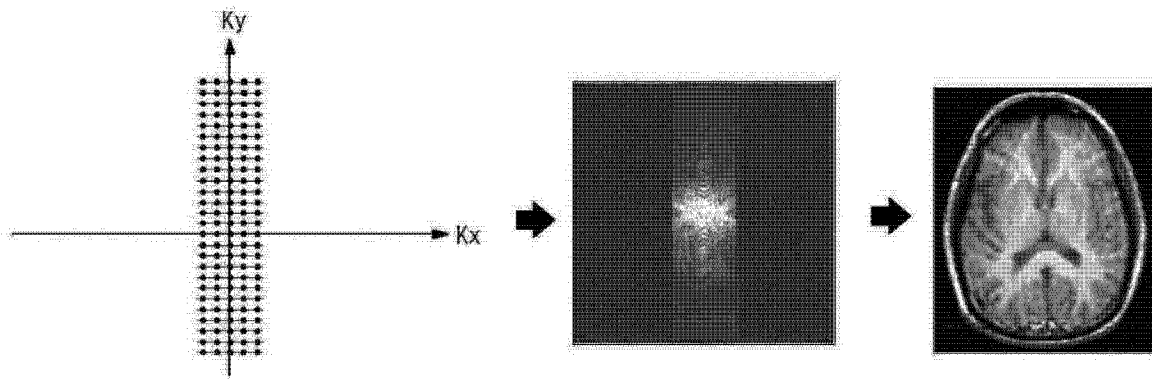


图 16b

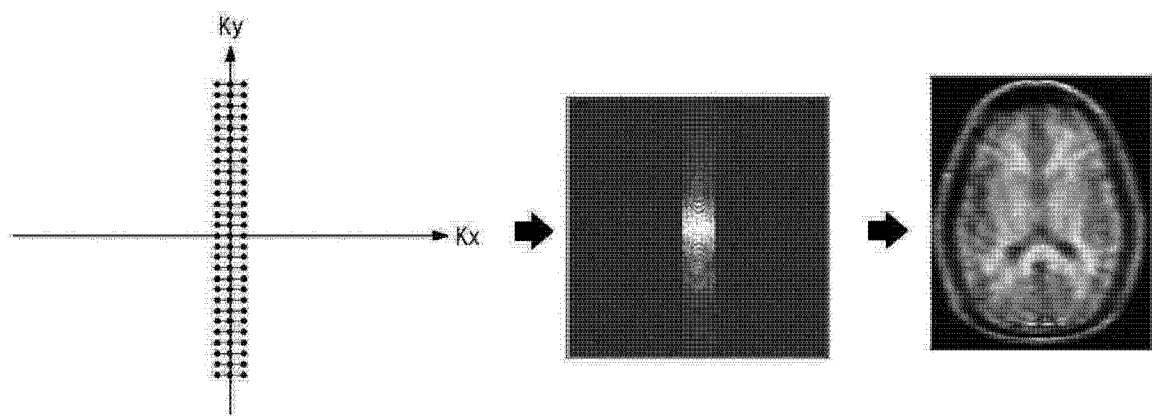


图 16c

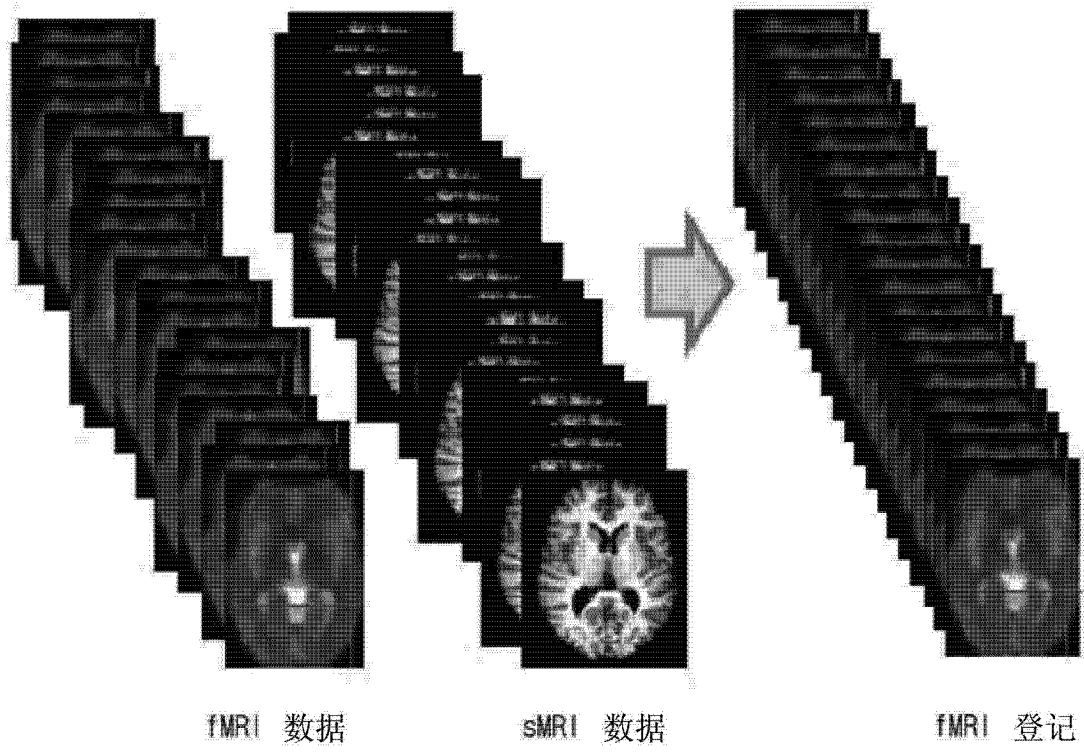


图 17

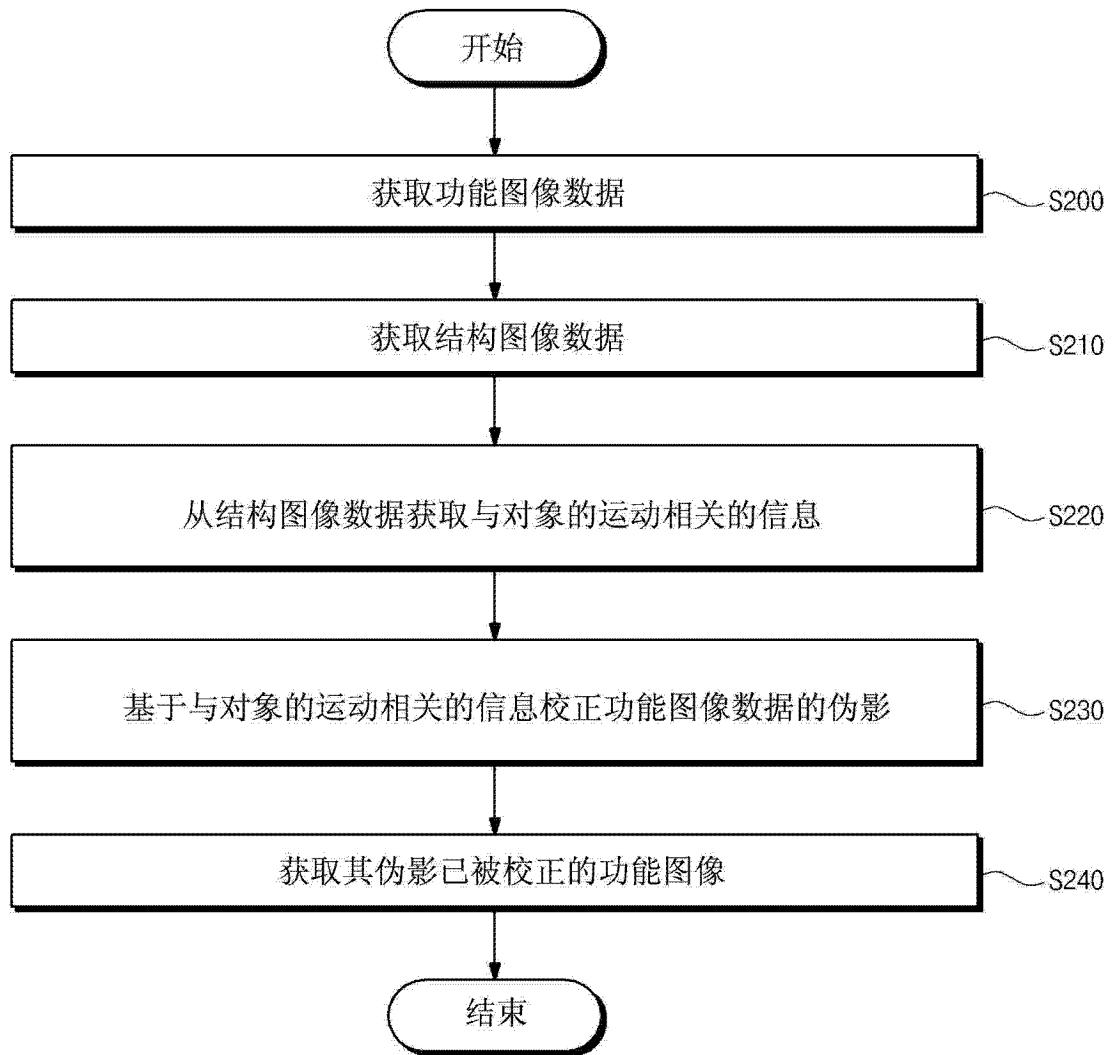


图 18

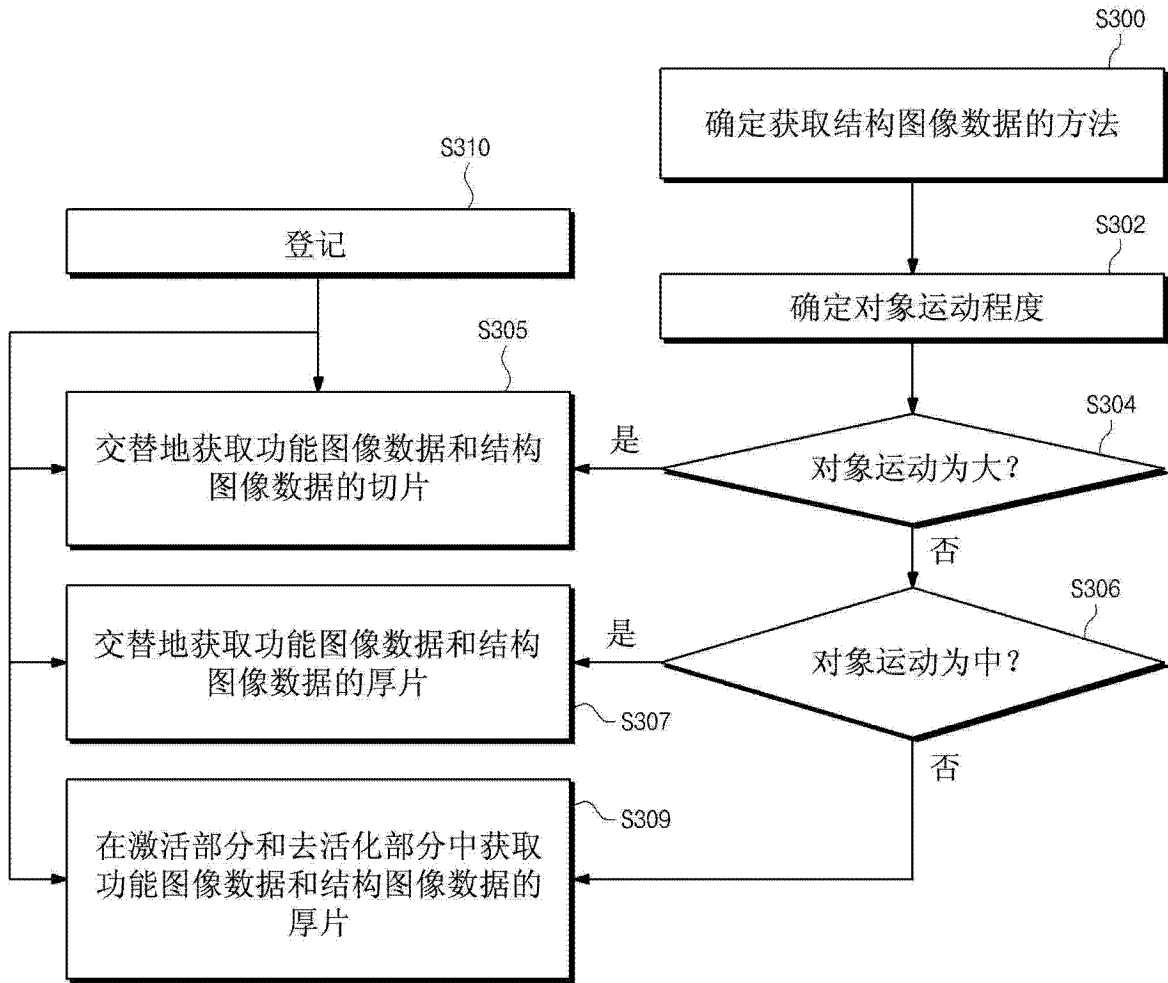


图 19

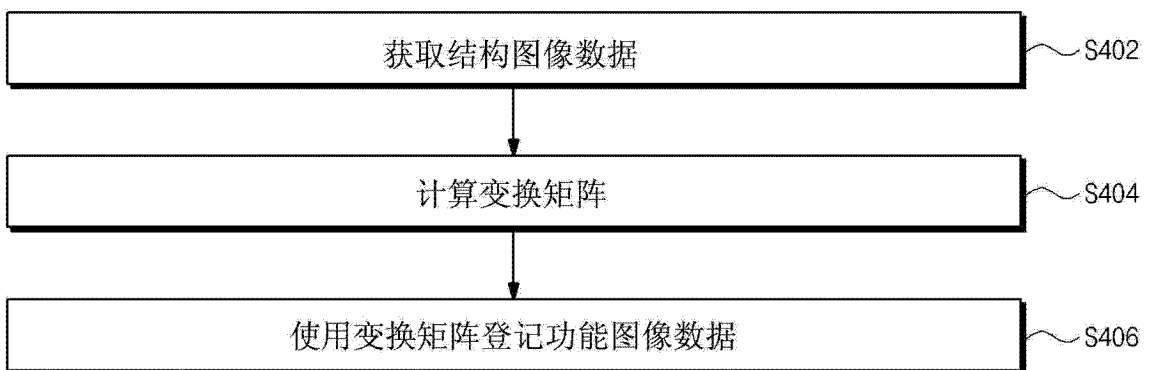


图 20