

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/055

G01R 33/38



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410087447.3

[43] 公开日 2005 年 5 月 4 日

[11] 公开号 CN 1611187A

[22] 申请日 2004. 10. 15

[21] 申请号 200410087447.3

[30] 优先权

[32] 2003. 10. 16 [33] US [31] 10/686972

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 B · - X · 徐 W · 沈

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

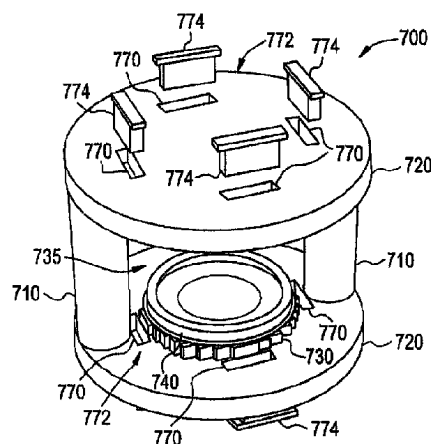
代理人 杨生平 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 5 页

[54] 发明名称 用于永久 MRI 磁场发生器的磁中心场调节系统和方法

[57] 摘要

本发明涉及用于调节在 MRI 中的磁场发生器的磁中心场的方法(500, 600)和系统(700, 800)。本放明的一个实施例涉及具有磁中心场的磁场发生器系统(700, 800)。该实施例包括相向的柱(710)和连接至所述相向的柱(710)的相向磁轭(720, 780), 其中至少一个所述接线柱(710)具有间隔物(772)。至少一个永磁体(730), 连接至至少一个所述相向磁轭(720, 780)。进一步的, 在至少一个所述柱、磁轭和/或永磁体中形成的至少一个间隔物(772)。



ISSN 1008-4274

1、具有磁中心场的磁场发生器系统（700，800），该发生器系统（700，800）包括：

5 相向的柱（710）；

 连接至所述相向的柱（710）的相向的磁轭（720，780），至少一个所述柱（710）具有间隔物（772）；

 至少一个永磁体（730），连接至至少一个所述相向的磁轭（720，780）；
以及

10 在至少一个所述柱（710）、所述磁轭（720，780）和所述永磁体（730）中形成的至少一个间隔物（772）。

 2、权利要求 1 的系统（700，800），其中所述至少一个间隔物（772）包括在至少一个所述磁轭（720，780）中形成的至少一个槽（770，870）。

 3、权利要求 2 的系统（700，800），其中所述至少一个间隔物（772）包
15 括在至少一个所述相向的槽的相向端中形成的至少一个槽（770，870）。

 4、权利要求 2 的系统（700，800），其中所述间隔物（772）包括在每个所述磁轭（720，780）中形成的至少一个槽（770，870）。

 5、权利要求 2 的系统（700，800），其中所述间隔物（772）包括在至少一个所述磁轭（720，780）中形成的多个槽（770，870）。

20 6、权利要求 5 的系统（700，800），其中所述间隔物（772）包括在至少一个所述磁轭（720，780）中形成的槽（770，870）的对称图案。

 7、权利要求 5 的系统（700，800），其中所述间隔物（772）包括在至少一个所述磁轭（720，780）中形成的槽（770，870）的不对称图案。

 8、权利要求 5 的系统（700，800），其中所述多个槽（770，870）中的至
25 少两个是不同的尺寸。

 9、用于调节永磁体系统（700，800）的磁中心场的方法（500，600），所述方法包括：

 确定磁中心场（510，610）需要的调节；以及

 通过在永磁体系统（700，800）中使用至少一个间隔物（772）调节磁中
30 心场（520，620）。

10、权利要求 9 的方法 (500, 600), 其中所述间隔物 (772) 包括在永磁体系统 (700, 800) 中形成至少一个槽 (770, 870)。

用于永久 MRI 磁场发生器 的磁中心场调节系统和方法

5

技术领域

本发明的实施例总体上涉及永久 MRI 磁场发生器。更具体的，本发明的实施例涉及用于调节永久 MRI 磁场发生器的中心磁场的系统和方法。

背景技术

10 应当理解，高均匀的磁中心场通常优选用于用作医疗装置的磁共振成像（可替代的称为“MRI”）。当前可用的（低维护）MRI 系统包括永久磁场发生器，其在预定空间（可替代称为“成像容积”）中产生中等范围均匀的磁场（0.2 到 0.5 特斯拉）。已知的永久磁场发生器通常使用与其它铁部分结合的多个小尺寸的永磁体（例如 NdFeB）以形成单独的磁对象或极靴，并实现在成像容积中具
15 有高均匀性的理想的磁中心场。

应当理解，磁中心场的精确度对于用在 MRI 系统或装置中的磁体来说是一个关键参数，因此对于整体的 MRI 装置的成像质量也是一个关键参数。此外，已知对于用于 MRI 系统或装置中的特殊的磁体，磁中心场必须是稳定的，通常保持于小范围（也就是具有小的公差）以产生高质量的图像，其中这种变
20 化可以是由于诸如射频（可替代称为“RF”）线圈的可调节性这样的因素。例如，在 0.35 特斯拉的 MRI 系统中，磁中心场通常保持于 0.3495 特斯拉到 0.3510 特斯拉的范围中，系统才能产生高质量的医疗图像。

应当理解，将一个或多个磁构件装配在一起以形成用在具有目标磁中心场的 MRI 系统中的磁体是非常困难的。这是由于多个因素会改变磁中心场，包
25 括但不限于：材料物理公差、材料物理特性的变化、磁相互作用力、装配公差、处理变化等等。已知在装配 MRI 系统之后，MRI 的磁中心场会偏离平均值。经常的，必须调节 MRI 系统的磁场以获得理想的磁中心场。

提供在装配之后能够调节永磁体的 MRI 系统，可以使更多永磁体被安装至 MRI 系统中，因为在安装之后能够调节永磁体使得如果确定磁中心场低于
30 理想的设计值的话，可以升高磁中心场或进行其他的调整。

已知将一个或多个永磁体加在一起,以获得期望的磁中心场。然而,由于在磁性部分之间强大的排斥磁力,在插入以固定其中的磁体之后,磁化体常常粘合至临近部分或夹至磁轭以便固定,因而提取安装后的永磁体是非常困难的(有时是不可能的)。

- 5 此外,安装更多永磁体,使得能够按照期望独立调节磁中心场,而不仅仅作为永久磁体的一部分。例如,如果系统需要 70 高斯的增加,然而,每个永磁体增加磁场 45 高斯。在这种情况下,增加一个磁体组或两个磁体组不能获得理想的中心磁场。

发明内容

- 10 本发明的实施例涉及用于 MRI 的磁场发生器。更具体的,本发明涉及用于调节中心磁场区域的方法、用于结合了永磁体的 MRI 的磁场发生器。本发明的至少一个实施例涉及调节在使用了机械设计的用于 MRI 磁场发生器的成像容积中的磁中心场的方法。

- 本发明的一个实施例涉及具有磁中心场的磁场发生器系统。该实施例包括
15 相向的柱和连接至该相向的柱的相向磁轭,其中至少一个柱具有间隔物。至少一个永磁体连接至至少一个相向的磁轭。此外,在至少一个柱、磁轭和/或永磁体中形成至少一个间隔物。

- 在本发明的一个或多个实施例中,所述至少一个间隔物包括形成于至少一个相向磁轭中的至少一个槽。该至少一个间隔物可以进一步包括形成于至少一个相向槽的相对端中的至少一个槽和形成于每个相向磁轭中的至少一个槽。进
20 一步可以想象间隔物包括以对称或不对称形式形成于至少一个相向磁轭中的多个槽。进一步可以想象多个槽的至少两个具有不同的尺寸和/或形状。

- 在至少一个实施例中,至少一个间隔物包括至少一个板、例如钢板,其适于至少部分的插入至少一个槽中。预料间隔物包括多个板,其中至少两个板包
25 括不同的材料。也预料该至少一个板由与相向磁轭相同或不同的材料构成。

本发明的一个实施例包括用于调节永磁体系统的磁中心场的方法。至少在该实施例中,该方法包括确定是否需要调节磁中心场和通过在永磁体系统中的至少一个间隔物调节该磁中心场。

- 本方法的一个或多个实施例包括利用至少一个间隔物调节磁中心场,包括
30 在所述两个相向磁轭中形成至少一个槽。调节磁中心场可以进一步包括在至少

一个相向槽的相向端中形成至少一个槽和在每个相向磁轭中形成至少一个槽。进一步预料调节中心场可以包括以对称或不对称形式在至少一个相向磁轭形成多个槽。进一步预料调节中心场包括形成多个槽，其中多个槽中的至少两个具有不同的尺寸和/或形状。

- 5 在至少一个实施例中，利用至少一个间隔物调节磁中心场包括将例如钢板的至少一个板至少部分地插入至少一个槽中。在一个实施例中，钢板完全插入槽。进一步预料利用至少一个间隔物调节磁场包括将多个板至少部分地插入一个或多个槽中，其中至少两个板由相同或不同的材料制成。也预料至少一个板由与相向磁轭相同或不同的材料构成。如果使用多个板，一个或多个板可以部分地插入槽中，同时一个或多个板可以完全插入槽中。进一步预料调节中心场
- 10 包括多个板，其中多个板的至少两个具有不同的尺寸和/或形状。

- 本发明的另一个实施例也包括用于调节 MRI 装置中的永久磁系统的磁中心场的方法。在该实施例中，该方法包括确定磁中心场所需的调节，和利用永磁体系统中的至少一个间隔物调节磁中心场。在该实施例中，该方法进一步
- 15 包括确定调节是否充分。

- 该方法的一个或多个实施例包括利用至少一个间隔物调节磁中心场，包括在所述两个相向磁轭中形成至少一个槽。调节磁中心场可以进一步包括在至少一个相向槽的相向端中形成至少一个槽和在每个相向磁轭中形成至少一个槽。进一步预料调节中心场可以包括以对称或不对称形式在至少一个相向磁轭形成
- 20 多个槽。进一步预料调节中心场包括形成多个槽，其中多个槽中的至少两个具有不同的尺寸和/或形状。

- 在至少一个实施例中，利用至少一个间隔物调节磁中心场包括将例如钢板的至少一个板至少部分地插入至少一个槽中。进一步预料利用至少一个间隔物调节磁场包括将多个板至少部分地插入一个或多个槽中，其中至少两个板由相同或不同的材料制成。也预料至少一个板由与相向磁轭相同或不同的材料构成。
- 25 成。

附图说明

图 1 描述了依据本发明的各种实施例的永久 MRI 磁场发生器的方块图。

图 2 描述了已知永磁体的透视图。

- 30 图 3 描述了与图 2 中的类似的已知永磁体的侧面正视图，用于说明磁通路

径。

图 4 描述了与图 2 和 3 中的类似的已知永磁体的上部平面图，用于说明磁通路径。

图 5 描述了依据本发明的具体实施例调节用于永久 MRI 磁场发生器（与在图 1 中描述的类似）的磁中心场的方法的高级流程图。

图 6 描述了依据本发明的具体实施例调节用于永久 MRI 磁场发生器（与在图 1 中描述的类似）的磁中心场的方法的详细流程图。

图 7 说明了依据本发明的各种实施例的具有形成于磁轭中的间隔物的永久磁体的透视图。

图 8 描述了与图 7 所示类似的具有在磁轭中切割或形成的槽的永磁体的上部平面图，并且描述了依据本发明的各种实施例的磁通路径。

随着结合附图阅读，可以更好理解上面的概述以及本发明的具体实施例的下面的详细描述。然而，可以理解，本发明不受在附图中示出的设置和结构的限制。

具体实施方式

本发明的实施例涉及用于 MRI 的磁场发生器。更具体的，本发明涉及用于调节磁中心场的系统和方法、用于结合了永磁体的 MRI 的磁场发生器。至少一个实施例涉及使用机械设计调节用于 MRI 磁场发生器的成像容积中的磁中心场。

图 1 描述了总体上以 100 标记的磁共振成像装置或 MRI 的一些主要部件以及几个主要相互连接的示意性表述。在图 1 的上部描述的组件包括总体上以 105 标记的成像装置，其可以位于扫描室中。磁体 114 产生用于成像程序的 B_0 磁场。在至少一个实施例中，梯度线圈 112 包括在磁体 114 中，以产生在 X、Y、Z 方向上在 B_0 磁场中的梯度。在该实施例中，RF 线圈 110 位于梯度线圈 112 内部。RF 线圈 110 产生以 90° 或 180° 旋转自旋必须的 B_1 磁场。RF 线圈 110 也可以检测来自人体内部的自旋的信号。

在至少一个实施例中，病人位于磁体 114 的内部。优选的，扫描室被 RF 屏蔽环绕，以防止大功率 RF 脉冲辐射周围环境。该 RF 屏蔽也可以阻止例如来自电视和广播站的外部 RF 信号进入扫描室，并被成像装置 115 检测到。有的扫描室还可被磁屏蔽环绕，该磁屏蔽封闭所述磁场。

在至少一个实施例中，成像装置 115 包括计算机或 CPU 120，其中 CPU 120 控制成像装置 115 的全部组件。在 CPU 控制下的 RF 组件分别包括射频源和脉冲编程器 130 和 128。源 130 产生期望频率的正弦波。脉冲编程器 128 使 RF 脉冲整形为变迹的正弦脉冲。RF 放大器 126 将脉冲功率由毫瓦增加至千瓦。CPU 120 也控制梯度脉冲编程器 118，其设置三个梯度磁场的每个的形状和振幅。梯度放大器 116 将梯度脉冲的功率增加至足以驱动梯度线圈的水平。

在至少一个实施例中，键盘、鼠标或其他控制装置提供了至 CPU 120 的输入。从控制台选择和定制图像序列。图像可以显示于显示装置上，存储或复制至胶片上。

可以理解，在这里描述的实施例中，磁体 114 是磁共振成像系统的最昂贵的组件。（注意：在该申请中我们描述的是永磁体，不是超导磁体）。

如先前提供的，梯度线圈 112 产生在 B_0 磁场中的梯度。梯度线圈是保持在室温的线圈，由于它们的构造，产生期望的梯度。相对于上部和下部磁极之间的病人缝隙描述梯度线圈。

假设标准的磁共振坐标系，使用反赫尔姆霍茨类型线圈可以产生在 Z 方向上 B_0 中的梯度。在两个线圈中的电流以相对的方向流动，产生在两个线圈之间的磁场梯度。在一个线圈处的 B 磁场叠加于 B_0 磁场，同时从 B_0 磁场减去另一个线圈的中心的 B 磁场。

通过一对图 8 中的线圈可以产生在 B_0 磁场中的 X 和 Y 梯度。由于通过线圈的电流方向，图 8 线圈的 X 轴产生在 X 方向上 B_0 磁场中的梯度。图 8 线圈的 Y 轴提供了沿着 Y 轴在 B_0 磁场中类似的梯度。

RF 线圈 110 产生 B_1 磁场，其旋转脉冲序列中的网状磁化。当它进入 XY 平面中时，RF 线圈 110 也检测反向磁化。通常，可以将 RF 线圈分成三类：1) 发射和接受线圈，2) 仅用于接收的线圈，以及 3) 仅用于发射的线圈。发射和接受线圈作为 B_1 磁场的发射器和来自成像目标的 RF 能量的接收器。仅用于发射的线圈用于产生 B_1 磁场，仅用于接收的线圈用于与仅用于与发射的线圈协同以检测或接收来自成像目标中的自旋的信号。每种线圈都有几种变形。

本发明的实施例涉及用于 MRI 的磁场发生器。更具体的，本发明的实施例涉及用于调节中心磁场的方法、用于结合了永磁体的 MRI 的磁场发生器。本发明的至少一个实施例涉及调节在使用了机械设计的 MRI 磁场发生器中使

用的成像容积中的磁场的方法。

图2-4描述了用于与在图1中描述的类似的MRI医疗装置中的已知的永磁系统的实施例。具体的，图2描述了总体以200标记的已知永磁场发生器系统的透视图。

5 在描述的实施例中，永磁体系统200包括一个或多个组件，包括包括相向的柱210（例如，铁或钢柱）、相向的磁轭220（例如，铁或钢磁轭）、相向的永磁体230（例如NdFeB）和相向的磁极240。在该实施例中，在磁极240和永磁体230之间示出一个空气隙235。可以理解，为什么仅示出这四个组件和一个缝隙，可以想象多个或不同的结构和缝隙。进一步想象可以由相同或不同的材料制成该组件（也就是柱、磁轭和磁极）。

图3描述了与在图2中的类似的已知永磁体系统的前部正视图。图3描述了包括相向的柱310、相向的磁轭320、相向的永磁体330、空气隙235和磁极340的永磁体系统300。图3进一步说明了磁通路径或回路350和360。

图4描述了与在图2和3中的类似的已知永磁体系统400的上部平面图。图4描述了磁轭420和磁通路径450和460。在描述的实施例中，磁通示为从磁轭450的中心454朝向相向端454和456向外流出。可以理解的是，在至少一个实施例中，磁通将在如图3所述的相向的磁轭上以相反的方向流动。

为了理解永磁体，将永磁体系统比作电路。永磁体等价于电路的电源，而磁轭、柱和磁极等价于具有小阻抗的电导体。然而，在磁通回路内部的磁极或其他位置之间存在空气间隙的话，其具有大的阻抗。因此，可以理解中心磁场强度等价于大阻抗空气隙两端的电压电流流动。

这样，对于固定系统（也就是具有固定磁体的系统），中心磁场严格的依赖于如何产生磁通回路，以及如果有的话，磁极之间和回路内部的空气隙。改变或修改空气隙可以改变中心磁场。

25 可以想见，在一个实施例中，通过插入、增加和移动可调整的钢板（例如在磁极片之间），以改变或修改在磁回路中的空气间隙，可以调节或改变在永磁体系统中的磁通流动。改变或调整在磁回路中的空气隙增大或减小了在所选择的（和更灵敏的）区域中的磁阻抗，从而调节中心磁场。

图5描述了依据本发明的具体实施例调节用于永久MRI磁场发生器（与在图1中描述的类似）的磁中心场的方法的高级流程图，该方法总体用500表

示。在至少一个实施例中，方法 500 包括步骤 510，该步骤包括确定中心磁场需要的调节，步骤 520 包括调节、修改、改变和/或利用至少一个间隔物以调节中心磁场，其中，在一个实施例中，间隔物包括至少一个槽和/或插入物。

图 6 描述了依据本发明的具体实施例调节用于永久 MRI 磁场发生器（与在图 1 中描述的类似）的磁中心场的方法的详细流程图，该方法总体上用 600 表示。在至少一个实施例中，方法 600 包括步骤 610，该步骤包括确定中心磁场需要的调节。

步骤 620 包括首先在永久磁场中调节、修改、改变和/或增加至少一个间隔物以改变磁中心场。在至少一个实施例中，调节、修改、改变和/或增加至少一个间隔物包括从在磁轭中的一个或多个槽插入或去除一个或多个插入板，或者使用具有如下面所述的不同磁特性的不同金属的插入板。

步骤 600 进一步包括步骤 630，该步骤包括确定调节是否是充分的（在一个实施例中以重复的方式）。如果调节是充分的，方法 600 终止。如果调节是不充分的，方法 600 包括步骤 640，该步骤包括再次调节、修改、改变和/或增加在永久磁场发生器中的至少一个间隔物以修改中心磁场。在至少一个实施例中，可以如下面所述调节、修改、改变和/或增加相同或不同的空气隙。步骤 650 包括确定调节是否是充分的。如果调节是充分的，方法 600 终止。否则继续调节（例如以重复的方式）直至调节是充分的。

图 7 和图 8 描述了依据本发明具有槽的永磁体。具体的，图 7 说明了依据本发明的各种实施例总体上以 700 表示的永久磁场发生系统的透视图。在描述的实施例中，永久磁场发生系统 700 包括相向的柱 710（例如铁或钢接线柱）、相向的磁轭 720（例如铁或钢磁轭）、相向的永磁体 730（例如 NdFeB）和相向的磁极 740。在该实施例中，在磁极 740 之间具有空气隙 735。

在本发明的至少一个实施例中，形成具有至少一个间隔物 772 的磁轭 720，该间隔物 772 包括在其中形成或切割的至少一个槽 770，而不影响磁轭的机械结构的整体性。可以理解，尽管仅讨论了一个槽 770，但多个槽是可想见的。例如，可在相向磁轭 720 的相向端上形成八个槽 770（在图 7 中仅描述了七个槽）。也可以想见在一个磁轭的一端上、在一个磁轭的两端上、两个磁轭的一端上、或两个磁轭的两端上形成对称或不对称图案的槽 770。进一步可以想见一个或多个槽可以是不同的尺寸和/或形状。

在一个实施例中，间隔物 772 进一步包括与一个磁轭 720 中的至少一个槽 770 关联或至少全部或部分插入其中的至少一个板 774。在一个实施例中，一个板 774 与仅在相向磁轭的一端上形成的仅一个槽 770 联系。然而，在其它实施例中，超过一个板 774 可以与超过一个槽联系，其中板 770 是相同的或不同的尺寸，相同或不同的形状，或相同或不同的数量。

例如，在一个磁轭 770 上与槽 770 结合使用的板 774 可以比另一个磁轭上的多，或一个磁轭上的板 774 可以大于另一个磁轭上的板或采用不同的形状。形成间隔物 772 通过产生新的空气隙或增加空气缝隙量或面积（例如通过去除一个或多个板 774）增加或影响空气隙的量。产生或增加空气缝隙的量有意识的修改和改变了一个或多个磁通回路、这样改变或修改永久磁体系统的中心磁场。

图 3 和 4 描述了如先前提提供的典型永久磁体的磁通量。可以理解，从一个或多个磁轭去除一个或多个板或间隔物、改变或增加一个或多个空气隙，从而影响或修改磁通路径或回路。磁通或回路主要遵循在图 3 中描述的路径，然而，在图 8 中描述了钢磁轭上的磁通路径的主要不同。

图 8 描述了永磁体 800，其具有配备在其中形成的四个槽 870 的磁轭 820。在该实施例中，槽 870（使用板或不使用板）影响或修改如示出的磁通 850 和 860。也就是，至少在该实施例中，磁通路径试图在槽 870 周围流动。可以理解，通过在图 2 和图 8 之间的磁通的不同，槽 870 可以影响如上面所述的中心磁场（例如多至 76 高斯）。在描述的实施例中，例如可使用 2 厘米×5 厘米的钢板产生空气隙。

可以预料修改结构，包括加宽空气隙和/或在磁轭上的选择位置处增加多个槽，可以改变场强度。也可以预料使用具有不同磁特性的不同的材料（例如不同的钢），也可以修改调节能力。例如，可以使用 C1020 钢以取代 C1006 钢或其他金属。

通常，组装 MRI 系统的磁场强度是连续的。提供用于调节 MRI 系统的磁场强度，使磁场能够按照期望精细转动，因为通过设计可以调节间隔物以用于部分插入。进一步使用不同材料的间隔物、例如短钢间隔物、或使用不同的材料，或其他组合。

可以预料，对于用于 MRI 的磁系统，不仅中心场必须满足具体的场窗口，

而且磁场将具有高的场均一性（也就是，或低谐振）。在至少一个实施例中，可以以对称形式将间隔物增加于磁轭上。也就是间隔物可以增加于顶部和底部、左侧和右侧和/或前面和后面。可以以不对称的形式有意识的安装钢板以减小或消除具体的谐振。例如，如果确定在 MRI 系统的底部一侧处的磁场强度

5 高于在成像容积中的上部一侧处的磁场强度，可将钢间隔物添加至上部磁轭以调节中心场和谐振。例如，在具有 0.215 特斯拉中心场的磁系统中，如果间隔物增加于上部磁轭，中心磁场上的净效应和横越 40 厘米直径球体的 Z1 梯度是 55 高斯和 3400ppm。可以进一步调节左侧和右侧之间的场失调的具体量，以及用于成像容积的前面和后面一侧。

10 本发明的一个或多个实施例支持磁中心场的更大调节能力，可以精确的将装配的永磁体的位置调节至磁中心以满足设计规格。

至少一个实施例可以适于相配不同的磁系统。可以调节一个或多个调节能力以用于使用了一个或多个形式的不同系统，例如，间隔物（也就是槽和/或板）尺寸、间隔物形状、间隔物材料、间隔物数量和间隔物位置（也就是，在中间、

15 或在一个或全部磁轭的两端）。也预料在相向磁轭的仅一端或两端上间隔物、或任何一个或两个磁轭的相对一端的对称图案可以调节磁中心场变形。例如，期望在一个相向磁轭的一端中、一个相向磁轭的两端中、不同相向磁轭的同一端中、或不同相向磁轭不同端中形成间隔物的对称图案。进一步预料在一端或磁轭上可以重复相同或不同的对称的图案，或在不同的或磁轭上形成不同的图

20 案。进一步期望全部的间隔物可以是相同或不同的尺寸、形状和/或材料。

进一步预料在正确使用时，在磁系统的前部、后面和/或一侧上使用间隔物可以提供特定水平的场谐振调节能力。进一步可以使用有意识的间隔物的不对称图案（也就是槽和/或板）以消除具体的场谐振。例如，预料在一个相向磁轭的一端中、一个相向磁轭的两端中、不同相向磁轭的同一端中、或不同相向磁

25 轭不同端中形成间隔物的对称图案。进一步预料可以使用在一端或磁轭处重复的不同的不对称图案或不对称的图案。进一步预料全部间隔物可以是相同或不同的尺寸、形状和/或材料。

尽管参照附图描述了本发明，可以理解本领域的技术人员可以进行各种修改、以及等价的替换，只要其不脱离本发明的精神。此外可以进行修改以适于

30 本发明给出的具体情形和材料，只要其不脱离本发明的精神。因此，本发明不

受上面给出的具体实施例的限制，本发明将包括落入所附权利要求的范围中的全部实施例。

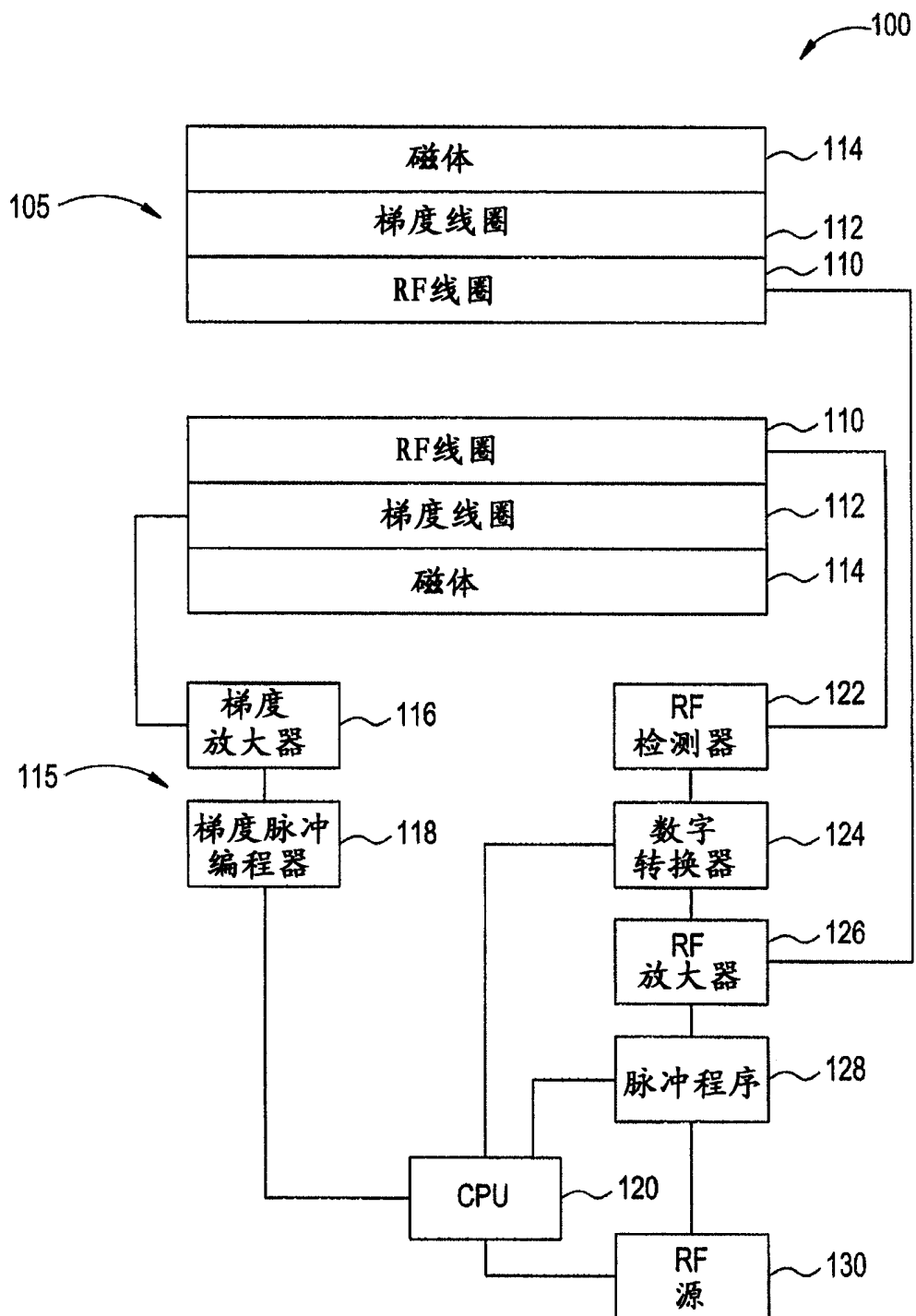


图 1

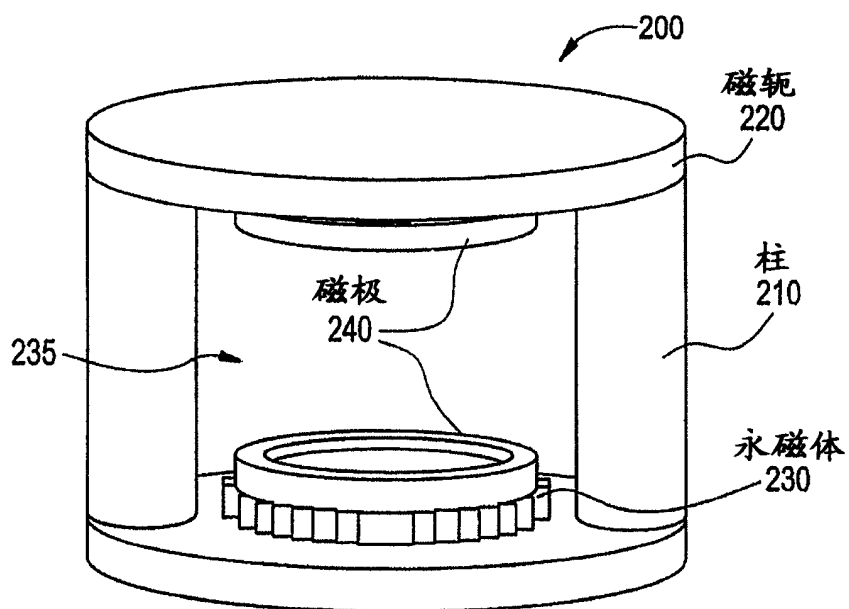


图 2

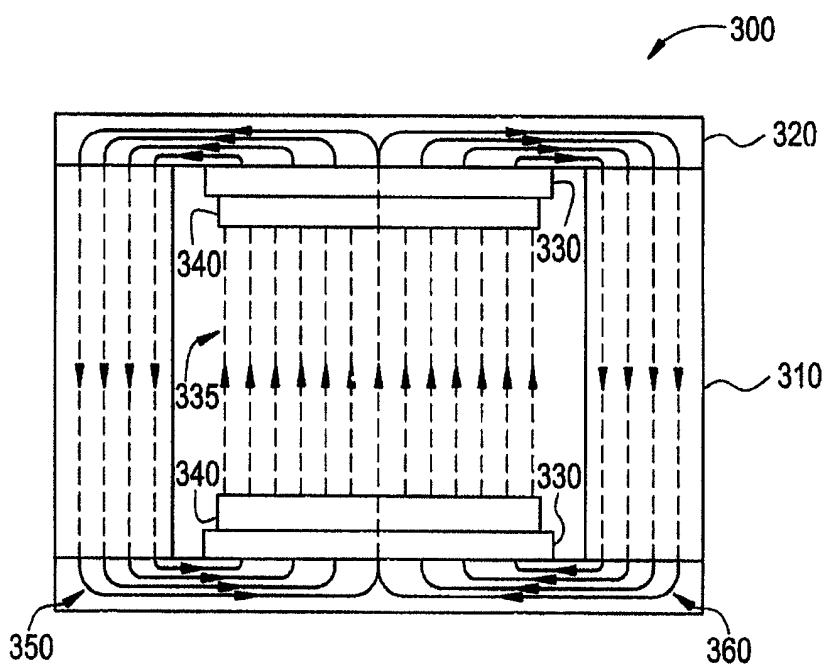


图 3

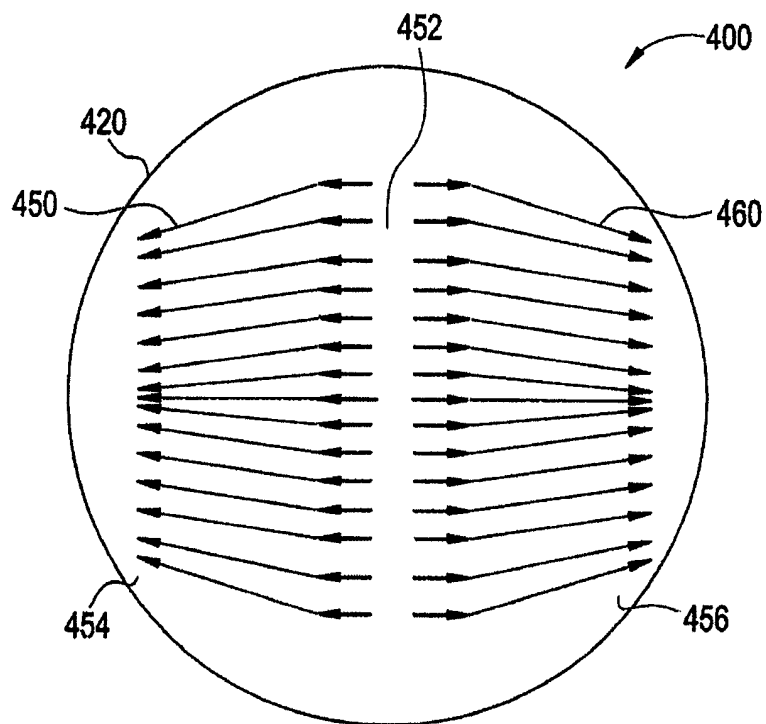


图 4

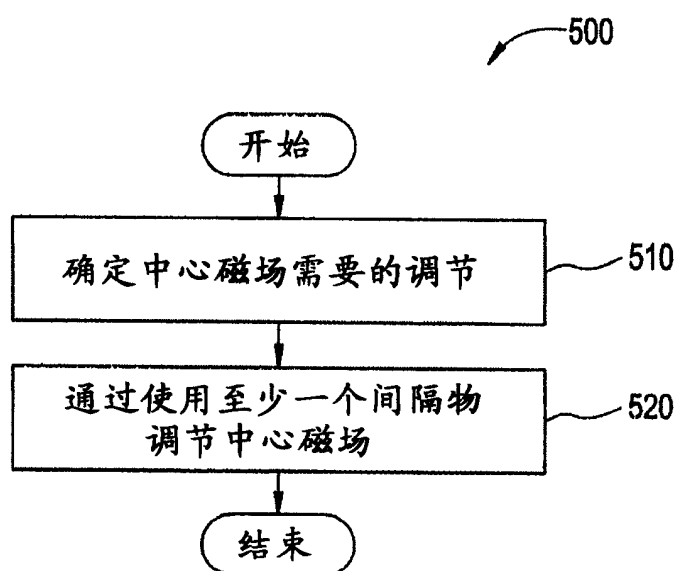


图 5

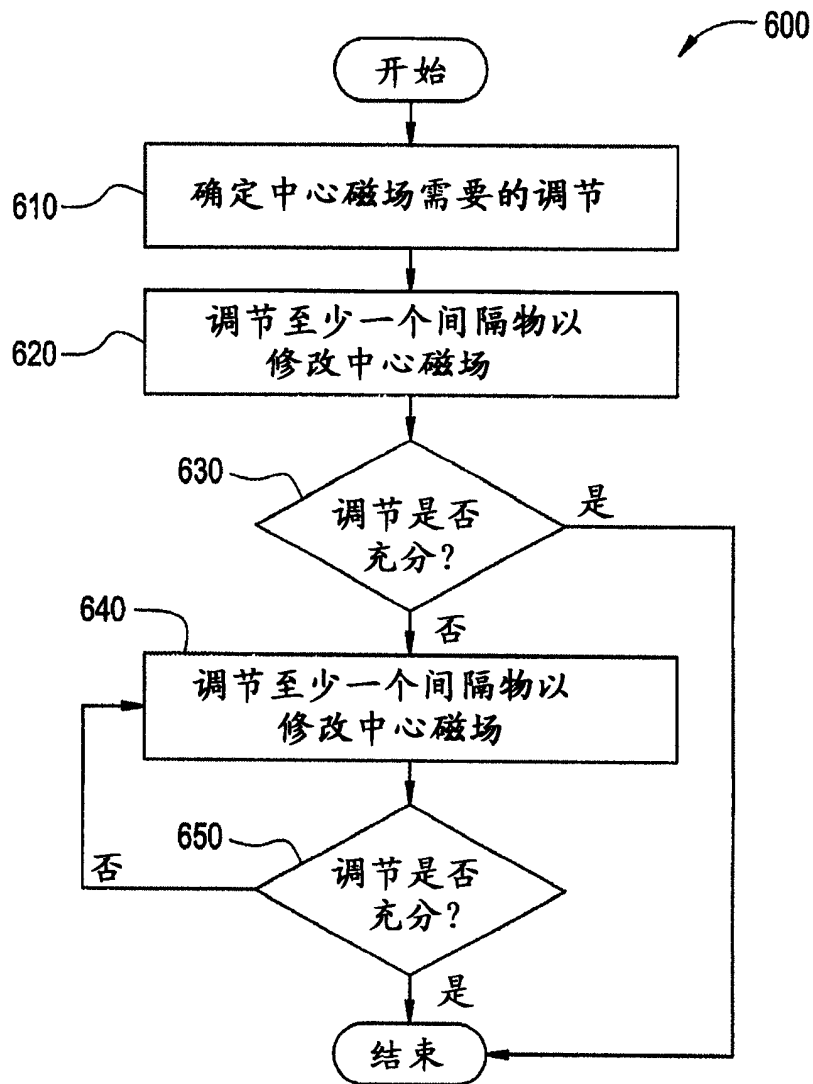


图 6

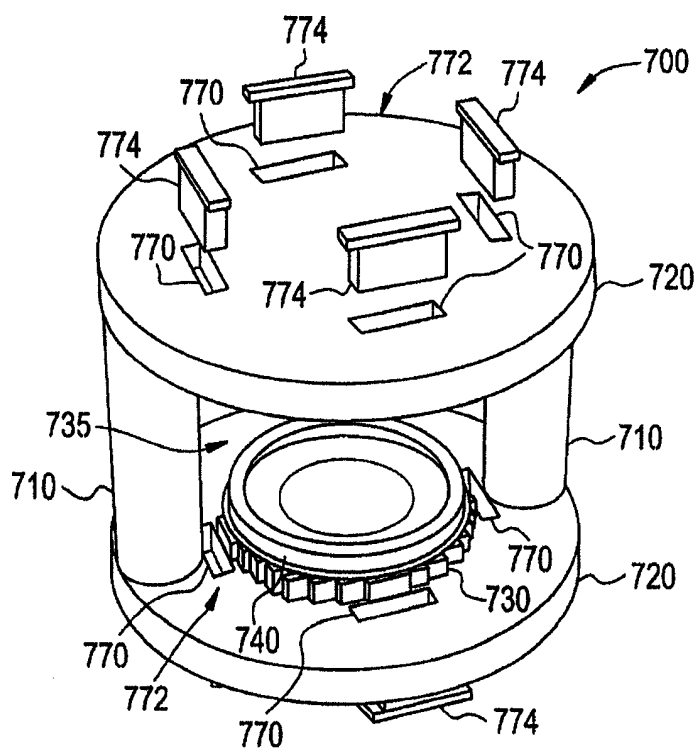


图 7

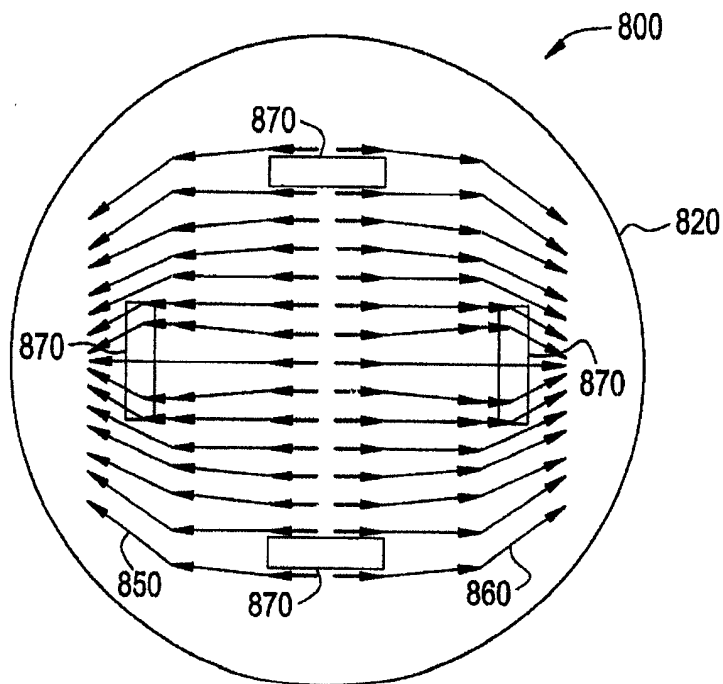


图 8