

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780021891.7

G01R 33/34 (2006.01)
G01R 33/422 (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)
G01R 33/385 (2006.01)

[43] 公开日 2009年6月24日

[11] 公开号 CN 101467060A

[22] 申请日 2007.6.13

[21] 申请号 200780021891.7

[30] 优先权

[32] 2006.6.15 [33] US [31] 60/804,856

[86] 国际申请 PCT/US2007/071074 2007.6.13

[87] 国际公布 WO2007/146978 英 2007.12.21

[85] 进入国家阶段日期 2008.12.12

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 K·哈姆 H·图伊托夫

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 蹇 炜

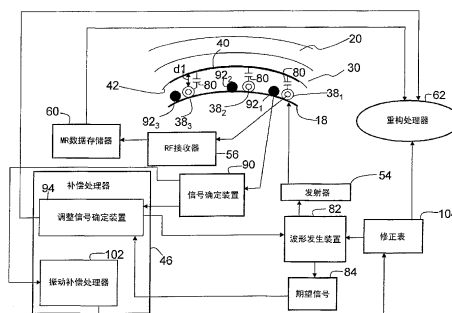
权利要求书5页 说明书6页 附图2页

[54] 发明名称

安静的薄 RF 体线圈

[57] 摘要

将成像对象(16)安置于检查区(12)中以便检查。将盖(18)安置于检查区(12)周围。磁场梯度线圈(30)将选择的磁场梯度施加到检查区(12)内的主磁场(B_0)上。射频(RF)线圈(36)在检查区(12)中产生射频激发脉冲,该射频线圈(36)包括安置盖(18)上远离检查区(12)一侧的多个线圈元件(38_1 , 38_2 , 38_3)。与线圈元件(38_1 , 38_2 , 38_3)相关联的射频(RF)屏(40)遮蔽线圈元件(38_1 , 38_2 , 38_3),并且围绕梯度线圈(30)安置,从而线圈元件(38_1 , 38_2 , 38_3)与RF屏(40)机械分离并且与RF屏(40)和梯度线圈(30)基本在声学上隔离。



1、一种磁共振成像设备(8)，其包括：

检查区(12)，在其中安置成像对象(16)以便检查；

围绕所述检查区(12)的盖(18)；

磁场梯度线圈(30)，其将选择的磁场梯度加到所述检查区(12)内的主磁场(B_0)上；

射频线圈(RF)线圈(36)，用于在所述检查区(12)中产生射频激发脉冲，所述射频线圈(36)包括安置在所述盖(18)上远离所述检查区(12)一侧的多个线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)；以及

射频(RF)屏(40)，其与所述线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)相关联，所述射频屏(40)遮蔽所述线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)并围绕所述梯度线圈(30)安置，使得所述线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)与所述RF屏(40)机械分离并且与所述RF屏(40)和梯度线圈(30)基本在声学上隔离。

2、根据权利要求1所述的设备，其进一步包括：

补偿处理器(46)，其确定补偿信号以补偿每个单独的线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)中的信号失真，这种失真归因于以下干扰中的至少之一：(a)所述成像对象(16)对所述线圈(30, 36)的干扰，和(b)所述RF屏(40)与梯度线圈(30)之间的振动干扰；以及

发射系统(54)，其根据所确定的补偿信号产生RF脉冲并将修正的RF脉冲发射给相应的线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)。

3、根据权利要求1所述的设备，其进一步包括：

补偿处理器(46)，其确定对所述RF线圈(36)中的RF信号的补偿，所述补偿归因于所述RF线圈与所述RF屏(40)之间的物理关系的变化。

4、根据权利要求3所述的设备，其进一步包括：

波形发生装置(82)，其根据所确定的补偿来控制RF发射系统(54)对所述线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)的每一个产生补偿的RF脉冲，以生成具有选择的

特性的 RF 场。

5、根据权利要求 3 所述的设备，其进一步包括：

多个拾音线圈(92₂, 92₂, 92₃)，其用于测量所述线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)中感生的 RF 信号，所述补偿处理器(46)根据所测量的 RF 信号与所需的 RF 信号之间的误差来确定所述补偿。

6、根据权利要求 5 所述的设备，其进一步包括连接到所述多个线圈元件的多个发射器(54)，且其中所述补偿处理器(46)包括：

调整信号确定装置(94)，其将所测量的信号和所需的信号进行比较，并为所述发射器(54)的每一个确定调整信号(U_{adj})。

7、根据权利要求 5 所述的设备，其进一步包括连接到所述多个线圈元件的多个接收器(56)，且所述补偿处理器(46)包括：

调整信号确定装置(94)，其将所测量的信号和所需的信号进行比较，并为所述接收器(56)的每一个确定调整信号(U_{adj})。

8、根据权利要求 3 所述的设备，其进一步包括：

梯度线圈控制器(52)，其耦接到所述梯度线圈(30)，所述梯度线圈将选择的磁场梯度波形叠加到所述主磁场(B₀)上。

9、根据权利要求 8 所述的设备，其进一步包括：

修正表(104)，从该修正表提取修正参数以补偿激活所述梯度线圈的过程中所述 RF 屏(40)与所述 RF 线圈(36)之间的机械干扰。

10、根据权利要求 9 所述的设备，其进一步包括：

波形发生装置(82)，其根据所述修正参数来控制发射系统(54)产生 RF 脉冲，并发射所修正的 RF 脉冲给所述线圈元件(38₁, 38₂, 38₃)的每一个。

11、一种磁共振方法，其包括：

将单独的线圈段(38₁, 38₂, 38₃)相互邻近地机械耦接在孔盖(18)上远离检查区(12)并接近梯度线圈(30)的一侧;

利用射频(RF)屏(40)遮蔽所述线圈段, 所述射频(RF)屏与所述线圈段机械分离并机械耦接到所述梯度线圈; 以及

利用所述孔盖(18)和所耦接的线圈段来覆盖扫描仪孔(14)。

12、根据权利要求 11 所述的方法, 其进一步包括:

在由所述孔盖(18)限定的所述检查区(12)中生成基本在空间和时间上恒定的磁场;

利用所述梯度线圈(30)将选择的磁场梯度加到所述检查区(12)内的所述主磁场上; 以及

进行磁共振序列, 包括施加 RF 脉冲到所述线圈段和利用所述线圈段接收共振信号。

13、根据权利要求 11 所述的方法, 其进一步包括:

补偿每个单独的线圈段的 RF 信号以补偿所述 RF 线圈段与所述 RF 屏之间的 RF 耦接的变化, 这些变化是由所述 RF 屏与所述 RF 线圈段中的至少一个之间的相对位移引起的。

14、根据权利要求 11 所述的方法, 其进一步包括:

产生 RF 脉冲;

将所产生的 RF 脉冲施加到所述线圈段上;

感测由所述 RF 线圈段发射的 RF 脉冲; 以及

根据所感测的 RF 脉冲与所需的 RF 脉冲之间的差异, 利用反馈补偿回路来改变所产生的 RF 脉冲。

15、根据权利要求 11 所述的方法, 其进一步包括:

产生 RF 脉冲;

将所产生的 RF 脉冲施加到所述线圈段上;

感测由所述 RF 线圈段发射的 RF 脉冲;

确定所感测的 RF 脉冲与所需的 RF 脉冲之间的差异；
接收磁共振信号；以及
根据所确定的差异来改变所接收的磁共振信号。

16、根据权利要求 11 所述的方法，其进一步包括：

确定对每个单独的线圈段中的 RF 信号的补偿修正，这些补偿修正归因于在致动所述梯度线圈(30)的过程中所述 RF 屏与所述线圈段之间的机械关系的激活。

17、根据权利要求 16 所述的方法，其中确定补偿修正的步骤包括：
利用所述梯度线圈(30)将选择的磁场梯度波形叠加到主磁场上；
测量施加所述梯度的过程中每个线圈段中的变化；
确定修正参数，所述修正参数补偿所测量的变化；以及
将所述修正参数存储在修正表(104)中。

18、根据权利要求 17 所述的方法，其进一步包括以下步骤之一：
根据所述修正参数产生 RF 脉冲，和
将所修正的 RF 脉冲施加到所述线圈段的每一个上；以及
接收磁共振信号，和
将所述修正参数施加到所接收的磁共振信号上。

19、一种磁共振扫描仪(8)，其通过权利要求 11 所述的步骤构建。

20、一种磁共振设备(8)，其包括：

主磁体(20)，其生成穿过检查区(12)的主(B_0)场；
磁场梯度线圈(30)，其将选择的磁场梯度施加到所述检查区(12)内的所述主磁场(B_0)上；
RF 线圈(36)；
射频(RF)屏(40)，其与所述 RF 线圈(36)相关联，所述射频屏(40)遮蔽所述 RF 线圈(36)并围绕所述梯度线圈(30)安置，使得所述 RF 线圈(36)与所述

RF 屏(40)机械分离并且与所述 RF 屏(40)和所述梯度线圈(30)基本在声学上隔离开；以及

补偿处理器(46)，其至少补偿 RF 场中感应的变化，所述变化归因于以下至少之一：(a)所述 RF 屏(40)与所述 RF 线圈之间的由于所述梯度线圈(30)的振动的机械干扰，或 (b)病人与所述 RF 线圈之间的相互作用。

安静的薄 RF 体线圈

本申请涉及磁共振领域。它特别适用于结合体线圈 (body coil) 使用, 并将通过特别参考体线圈对其进行描述。然而, 应该理解以下描述也可以结合磁共振系统、磁共振光谱系统中的其它类型线圈来应用。

磁共振成像 (MRI) 设备通常用于病人的检查。磁共振成像扫描仪典型地包括主磁体 (通常是超导的), 其生成穿过检查区的在空间和时间上恒定的磁场 B_0 。通常将射频 (RF) 线圈诸如线性体线圈或正交 (quadrature) 体线圈 (QBC) 和一个发射器或多个反射器调谐到磁场 B_0 中要成像的偶极子的谐振频率。该线圈和发射器用于激发和操纵该偶极子。通过用电流驱动梯度线圈以产生在多个方向附加到横跨检查区的磁场 B_0 上的磁场梯度来对空间信息进行编码。可以由相同的 RF 线圈或分离的只接收 RF 线圈获取磁共振信号, 并由 RF 接收器对这些磁共振信号进行解调、滤波和采样, 并最终在专用或通用硬件上将其重构成图像。

典型地, RF 体线圈刚性机械地耦接到射频 (RF) 屏并被该射频 (RF) 屏围绕, 从而形成集成的坚固 RF 线圈/RF 屏结构。该 RF 屏具有比梯度线圈稍小的直径, 并硬耦接到接近病人孔的梯度线圈柱体组件的内表面。病人旁边的孔盖通常安装到 RF 线圈/RF 屏结构上。在磁共振成像过程中, 梯度线圈由于洛伦兹 (Lorentz) 力而振动。该振动传递到 MRI 设备的整体表面并经由 RF 屏和 RF 线圈传播到孔盖。取决于表面速度, 该机械振动转变成声学振动, 这可能导致烦扰病人的噪声。因为 RF 屏和 RF 线圈是刚性机械耦接的, 即使发生声学上的振动, 它们也保持相对彼此的物理关系。因此, 该声学振动并不改变 RF 线圈的 RF 特性。

希望的是使梯度线圈与 RF 线圈/RF 屏结构和/或孔盖机械上分离。一种分离方法是将 RF 线圈/RF 屏结构安装到梯度线圈并带有例如 7.5mm 或 1cm 的气隙 (air gap)。另一种分离方法是在 RF 线圈/RF 屏结构与孔盖之间限定例如 5mm 的气隙。不幸的是, 两种方法都导致或者降低孔的直径或者增大

梯度线圈和磁体的直径。通常希望具有较大的病人孔径，因为较小的孔径在较大的病人不能舒适地配合穿过它时出现问题，同时因为成本考虑，例如梯度放大器成本，还希望保持小的梯度线圈内直径。因此，希望最小化声学隔离和振动隔离的空间，同时最小化 RF 线圈/RF 屏结构的空間。

本申请提供克服上述及其它问题的新型改进方法和设备。

根据一个方面，公开了一种磁共振成像设备。将成像对象安置于检查区中以便检查。将盖安置于检查区周围。磁场梯度线圈将选择的磁场梯度施加到检查区内的主磁场上。射频（RF）线圈在检查区中产生射频激发脉冲，该射频线圈包括安置在盖上远离检查区一侧的多个线圈元件。与线圈元件相关联的射频（RF）屏遮蔽这些线圈元件，并且围绕梯度线圈安置，从而线圈元件与 RF 屏机械分离并且与 RF 屏和梯度线圈基本在声学上隔离。

根据另一方面，公开了一种磁共振方法。将单独的线圈段相互邻近地机械耦接在孔盖上远离检查区并接近梯度线圈的一侧。利用射频屏（RF）屏遮蔽线圈段。RF 屏与线圈段机械分离并机械耦接到梯度线圈。利用孔盖和所耦接的线圈段覆盖扫描仪孔。

根据另一方面，公开了一种磁共振设备。主磁体生成穿过检查区的主场。磁场梯度线圈将选择的磁场梯度施加到检查区内的主磁场上。与 RF 线圈相关联的射频（RF）屏遮蔽磁场梯度发生线圈并围绕梯度线圈安置，从而 RF 线圈与 RF 屏机械分离并且与 RF 屏和梯度线圈基本在声学上隔离。补偿处理器至少补偿 RF 场感应的变化，所述变化归因于以下至少之一：(a) 所述 RF 屏与所述 RF 线圈之间的由于所述梯度线圈的振动的机械干扰，或 (b) 病人与所述 RF 线圈之间的互动。

一个优点在于该 RF 线圈与该梯度线圈声学隔离而无需减小孔的直径或增大扫描仪的直径。

本领域技术人员在阅读和理解以下详细描述后将理解本发明的更多优点。

本发明将采用多种组件和组件排列的形式，以及多种步骤和步骤排列

的形式。附图仅用于示例优选实施例而不应视为限制本发明。

图 1 是成像系统的示意图；和

图 2 是成像系统的详细部分的示意图。

参照图 1 和图 2，磁共振成像扫描仪 8 包括在扫描仪孔 14 中限定检查区 12 的外壳 10。将病人或其它成像对象 16 安置于检查区 12 中以便进行诊断检查。将一个盖或多个盖 18 安置于孔 14 周围以将病人 16 与安置于外壳 10 中的扫描仪硬件遮蔽开并改善整形外观（cosmetic appearance）。

安置于外壳 10 中的主磁体 20 在检查区 12 中生成主磁场 B_0 。典型地，主磁体 20 是由低温围带 24 包围的超导磁体；然而，也可以使用电阻式或永久主磁体。将一个或多个磁场梯度线圈 30 布置在外壳 10 中，其由低温围带或其它结构支撑，以将选择的磁场梯度叠加到检查区 12 内的主磁场上。射频（RF）线圈或线圈系统或排列 36 安置于检查区 12 周围。线圈系统 36 包括多个射频线圈元件、段、线圈、共振器或环箍 38，其中每个可以具有不同的尺寸和位置。线圈系统 36 例如是圆柱形，但是当然也可以具有其它几何形状，诸如椭圆横截面、半圆横截面、半椭圆横截面等。线圈系统 36 可以是 TEM 线圈、混合 TEM 鸟笼式线圈、鸟笼式共振器或包括多个轴向延伸的元件或环共振器的排列的其它线圈等。在该示例性实施例中，线圈系统 36 包括轴向安置的多个环箍 38，这些环箍由孔盖 18 的内表面支撑、位于检查区 12 之外并接近梯度线圈 30。遮蔽环箍 38 的射频（RF）屏或罩 40 与环箍 38 机械分离并安置于梯度线圈 30 的内表面 42 或围绕该内表面安置，该射频（RF）屏或罩 40 与环箍 38 一起限定气隙 d_1 。气隙 d_1 （例如 1-2cm）将环箍 38 与梯度线圈 30 机械地分离，并因此防止将梯度线圈 30 的振动传送到环箍 38 以及随后传送到孔盖 18。如下面更详细讨论的，补偿处理器、算法、器件或装置 46 预先测量环箍 38 对每个梯度波形的响应，并确定用于在前馈信号路径中补偿梯度线圈 30 与 RF 屏 40 之间的干扰的修正参数。补偿处理器 46 还确定病人的位置是否导致环箍 38 中的信号不同于所需信号并且通过反馈回路补偿该差异。

继续参照图 1，磁共振成像控制器 50 操作耦接到梯度线圈 30 的磁场梯度控制器 52，以将选择的磁场梯度叠加到检查区 12 中的主磁场 B_0 上，并

且还操作每一个耦接到独立的射频线圈段 38 的射频发射器 54, 以将磁共振频率附近的选择的射频激发脉冲注入到检查区 12 内用于成像。一个或多个射频发射器 54 是独立控制的且可以具有不同的相位和振幅。射频激发脉冲在成像对象 16 中激发磁共振信号, 该磁共振信号由所选择的磁场梯度进行空间编码。更进一步地, 成像控制器 50 控制一个或多个射频接收器 56 以解调所生成的且空间编码的磁共振信号, 每个射频接收器是单独控制的并与线圈系统 36 的相应的单独线圈段 38 连接。将所接收的空间编码磁共振数据存储在磁共振或 MR 数据存储器 60 中。

重构处理器 62 将所存储的磁共振数据重构为躺在检查区 12 内的成像对象 16 或其选择部分的重构图像。重构处理器 62 采用傅立叶 (Fourier) 变换 SENSE、SMASH 或与数据采集中所用的空间编码相适合的其它合适的重构技术。将重构图像存储在图像存储器 64 中, 并可以将其显示在用户界面 66 上, 经由局域网或因特网传送, 用打印机打印或以其它方式使用它。在示例的实施例中, 用户界面 66 还使得放射学家或其它用户能够与成像控制器 50 交互以选择、修改或执行成像序列。在其它实施例中, 提供分离的用户界面来操作扫描仪 8 并用于显示或操纵重构图像。

所述的磁共振成像扫描仪 8 是一种示例性示例。一般来说, 基本上任何磁共振成像扫描仪均可以包括所公开的射频线圈。例如, 扫描仪可以是开放式磁体扫描仪、竖直孔扫描仪、低场扫描仪、高场扫描仪等等。在图 1 的实施例中, 线圈系统 36 用于发射和接收磁共振序列的相位; 然而, 在其它实施例中可以提供分离的发射线圈和接收线圈, 其中之一或二者均可以包括于此公开的一种或多种射频线圈设计或设计方法。

继续参照图 1 并再次参照图 2, 在沿轴向或 z 方向看去的方向上示例了示例性线圈的三个共振器或环箍 $38_1, 38_2, 38_3$ 。每个共振器 $38_1, 38_2, 38_3$ 经由例如示例性的集总电容器 80 电容性耦接到 RF 屏 40, 同时保持声学上的隔离。此外, 将 RF 共振器安装在孔盖 18 上, 而将 RF 屏安装在梯度线圈组件 30 上。波形发生处理器、器件或装置 82 使得每个 RF 发射器 54 生成具有预定值的信号, 该信号被施加到每个共振器 $38_1, 38_2, 38_3$ 上。由于孔盖 18 可能被病人 16 弯曲, 病人可以在一个或另一个位置推动单独的环箍 $38_1, 38_2, 38_3$ 为更靠近 RF 屏 40。由于屏与环箍相互作用, 当 RF 屏与环箍的均匀部

分之间的间隔变化时，环箍 $38_1, 38_2, 38_3$ 中的信号可能不同于用于发射的所期望的或所需的信号。每个环箍中的实际期望信号还受到病人负载即环箍与对象之间的耦接的影响。信号确定器件、处理器或装置 90 通过相应的拾音线圈 $92_1, 92_2, 92_3$ 确定每个共振器 $38_1, 38_2, 38_3$ 中流动的电流的实际量和/或相位。在一实施例中，拾音线圈的数量等于环箍的数量，例如，对于包括 32 个环箍的线圈，存在 32 个拾音线圈，每个拾音线圈与单独环箍相关联。在另一实施例中，拾音线圈的数量不等于环箍的数量，例如 32 个环箍与 8 个拾音线圈。调整信号确定装置 94 将输入到每个环箍的所需 RF 发射信号与在每个环箍中感测的实际信号进行比较，以便为每个共振器 $38_1, 38_2, 38_3$ 确定调整输入信号 U_{adj} (振幅和相位)，这将导致每个共振器实际承载期望的电流。波形发生装置 82 使得 RF 发射器 54 生成施加于每个共振器上 $38_1, 38_2, 38_3$ 的调整信号。结果，共振器 $38_1, 38_2, 38_3$ 中的信号基本上等于期望的信号 84。当然，预期可以在接收时例如在重构阶段中修正这些信号。

在一实施例中，振动补偿确定处理器、算法、器件或装置 102 预先确定修正参数并将这些修正参数存储在修正表 104 中，这些修正参数补偿 RF 屏 40 和环箍 $38_1, 38_2, 38_3$ 对每个梯度波形的响应。每次施加给定的梯度脉冲时，在梯度线圈组件和 RF 屏中发生相同的声学振动，引起 RF 屏与 RF 线圈关系中的相同的相应变化以及每个环箍的 RF 特性的相同变化。可以在校准过程中凭经验计算或测量这种变化。波形发生装置 82 在生成信号过程中施加修正参数作为前馈补偿。在一实施例中，在接收到信号后例如在重构阶段中施加来自修正表 104 的修正参数。

以这种方式，通过使环箍 38 与 RF 屏 40 机械地（而非在电学上）分离并将 RF 屏 40 置于梯度线圈 30 处，将扫描仪孔 14 的直径增大数厘米，例如 1-2 cm。环箍 38 与 RF 屏 40 之间的距离 d_1 用于隔离梯度线圈 30 的振动。此外，使用一种补偿技术来补偿梯度线圈和 RF 屏的预测量的机械相互作用。在由病人的位置、移动或孔盖的扰动导致的信号失真情况下，使用另外的补偿技术来补偿信号。

在另一实施例中，类似于上述实施例，RF 屏 40 位于梯度线圈 30 处，而环箍 38 位于孔盖 18 上。然而，孔 14 的直径保持不变，而梯度线圈 30 的内直径减小 1-2 厘米；因此，由于降低了梯度放大器和超导电线的成本而

降低系统的总的成本。在一实施例中，磁体 20 的内直径也相应地减小 1-2 厘米。

已经参照优选实施例描述了本发明。基于阅读和理解前面的详细描述，容易想到其它的修改和变化。本发明意欲解读为包括所有这些修改和变化，只要其处于所附权利要求及其等价物的范围内。

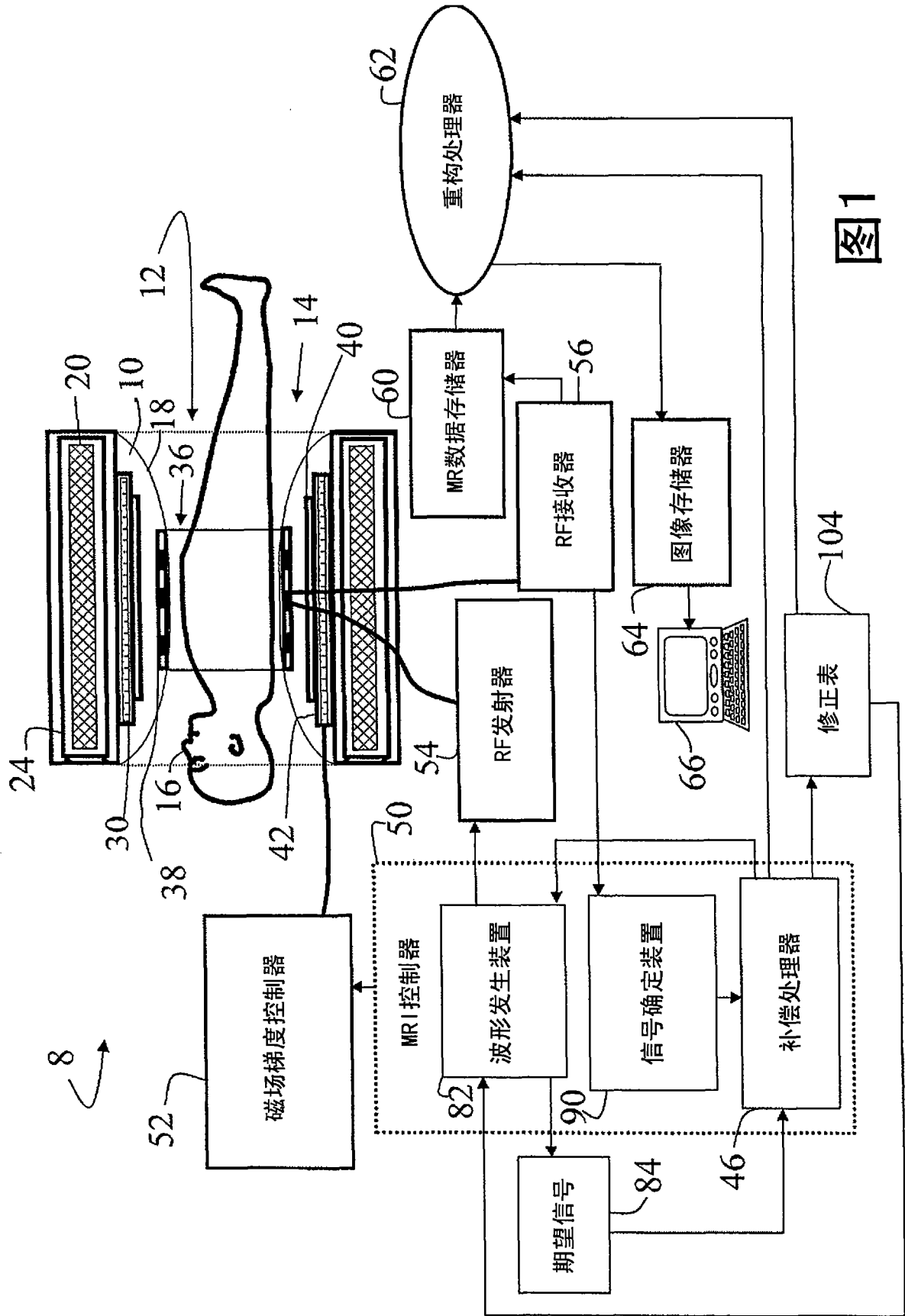


图1

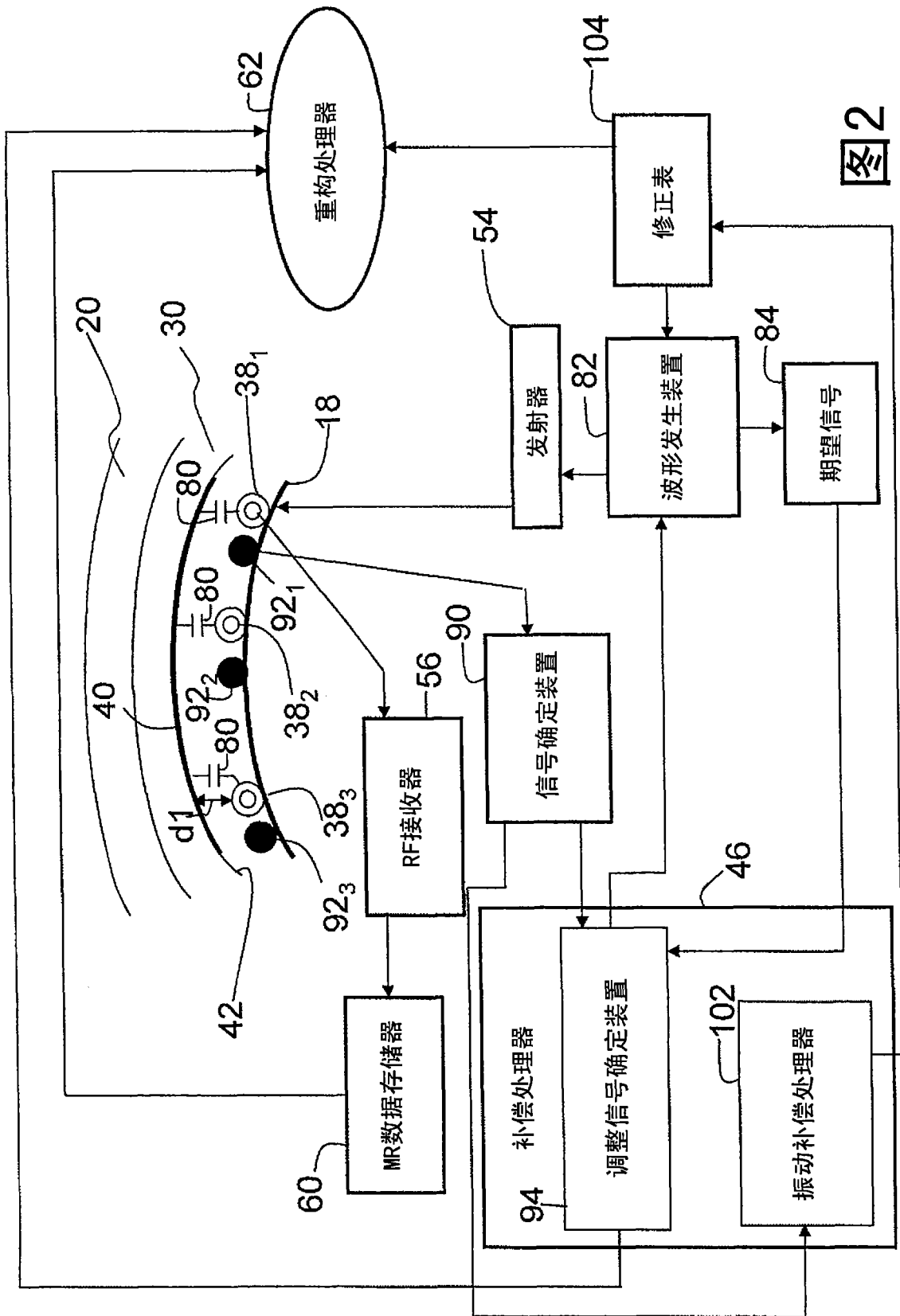


图2