



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107430175 B

(45)授权公告日 2020.04.21

(21)申请号 201680018471.2

(22)申请日 2016.03.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107430175 A

(43)申请公布日 2017.12.01

(30)优先权数据

62/139,030 2015.03.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/051743 2016.03.28

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2016/157063 EN 2016.10.06

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 翟志勇 M·A·莫里希

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.

G01R 33/34(2006.01)

G01R 33/36(2006.01)

G01R 33/565(2006.01)

(56)对比文件

CN 104135921 A, 2014.11.05,

CN 103698725 A, 2014.04.02,

CN 1899216 A, 2007.01.24,

WO 2014021172 A1, 2014.02.06,

US 2002149367 A1, 2002.10.17,

EP 1085337 A2, 2001.03.21,

WO 2008104895 A1, 2008.09.04,

US 2003184298 A1, 2003.10.02,

审查员 亢甲杰

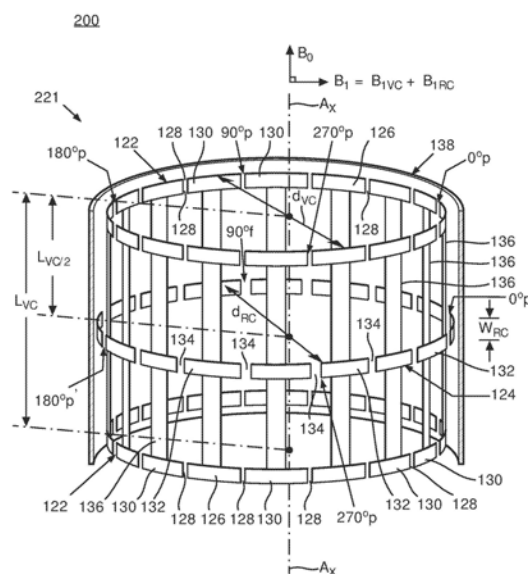
权利要求书2页 说明书19页 附图13页

(54)发明名称

具有多个独立的发射接收信道的磁共振体积线圈及其操作方法

(57)摘要

一种磁共振(MR)系统可包括:体积型射频(RF)线圈组件,该线圈组件具有带有多个端口的体积线圈和带有多个端口(p')并且位于所述体积线圈的周围的环形线圈;和至少一个控制器,该至少一个控制器被配置成选择性地控制第一发射/接收(T/R)射频(RF)信道以生成包括用以驱动该体积线圈的RF正交信号的输出,并且选择性地控制第二T/R RF信道以生成包括用以驱动该环形线圈的RF正交信号的输出。



1. 一种用于磁共振 (MR) 系统 (100、600、700 和 1300) 的超高场射频 (RF) 线圈 (121) 设备, 所述 RF 线圈包括:

环形线圈, 所述环形线圈包括具有开口并且限定径向轴线的回圈, 其中所述环形线圈被构造成包括沿所述环形线圈具有正弦电流分布的共振模式;

体积线圈 (122), 所述体积线圈具有限定长度 (L_{vc}) 的相反两端并且延伸穿过所述环形线圈的所述开口; 和

屏蔽罩 (138), 所述屏蔽罩位于所述环形线圈 (124) 和所述体积线圈 (122) 的周围, 所述体积线圈具有:

端部线圈 (126), 所述端部线圈各自位于所述相反两端中的一个处并且各自包括限定径向轴线并且具有多个联接的导电性区段 (132) 的回圈, 所述端部线圈彼此平行并且对准, 使得所述端部线圈中的每一个的所述径向轴线限定公共轴线 (A_x), 相反的所述端部线圈中的至少一个具有用于接收第一组正交驱动信号的多个端口 (p), 和

多个横档 (136), 所述多个横档各自彼此平行并且联接至相反的所述端部线圈, 其中, 所述环形线圈具有用于接收第二组正交驱动信号的多个端口 (p') 并且由以电容方式彼此联接的多个导电性区段 (132) 形成, 以及

RF 控制器, 所述 RF 控制器包括至少一个控制器, 所述至少一个控制器生成所述第一组正交驱动信号和所述第二组正交驱动信号, 其中所述 RF 控制器还控制所述第一组正交驱动信号中的每一个的幅值和相位中的至少一个以在超高磁场中执行 B_1^+ 匀场。

2. 如权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述端部线圈和所述环形线圈中的每一个具有类似的电抗。

3. 如权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述端部线圈和所述环形线圈中的每一个具有相同数目的导电性区段。

4. 如权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述环形线圈的所述多个端口包括在所述环形线圈的所述径向轴线的周围各自在空间上彼此分开 90 度地分布的两个或四个端口 (p')。

5. 如权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述环形线圈位于与所述端部线圈等距的点处。

6. 如权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述正交驱动信号中的每一个由多个独立的发射/接收 (T/R) 信道中的对应的独立 T/R 信道生成, 并且, 其中所述多个独立 T/R 信道中的所述独立 T/R 信道中的至少三个被控制以执行 B_1^+ 匀场。

7. 如权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述正交驱动信号中的每一个由多个独立的发射/接收 (T/R) 信道中的对应的独立 T/R 信道生成, 并且其中所述多个独立 T/R 信道中的所述独立 T/R 信道中的四个被控制以执行 B_1^+ 匀场。

8. 一种操作磁共振 (MR) 系统 (100、600、700 和 1300) 的超高场射频 (RF) 线圈的方法, 所述方法通过所述 MR 系统的至少一个控制器 (110) 来执行, 并且包括通过以下操作驱动体积型射频 (RF) 线圈组件 (221) 的动作, 所述体积型射频 (RF) 线圈组件具有带有多个端口 (p) 的体积线圈 (122) 和带有多个端口 (p') 并且位于所述体积型线圈的周围的环形线圈 (124), 其中所述环形线圈被构造成包括沿所述环形线圈具有正弦电流分布的共振模式, 所述操作为:

选择性地控制第一发射/接收 (T/R) 射频 (RF) 信道 (CH1) 以生成包括第一组 RF 正交信号的输出并且将生成的所述第一组 RF 正交信号提供至所述体积型线圈的所述多个端口 (p);

选择性地控制第二T/R RF信道以生成包括第二组RF正交信号的输出并且将生成的所述第二组RF正交信号提供至所述环形线圈的所述多个端口(p');以及

其中所述至少一个控制器通过改变被选择性地控制的所述第一T/R RF信道和所述第二T/R RF信道的所述RF正交信号的幅值和相位中的至少一个以在超高磁场中执行 B_1^+ 匀场。

9.如权利要求8所述的方法,其中,所述体积线圈和所述环形线圈被配置成被彼此独立地驱动。

10.如权利要求8所述的方法,其中,所述至少一个控制器通过相对于彼此控制第一T/R RF信道和第二T/R RF信道的所述输出来执行 B_1^+ 匀场。

具有多个独立的发射接收信道的磁共振体积线圈及其操作方法

技术领域

[0001] 本系统涉及用于磁共振(MR)成像(MRI)和波谱(MRS)系统的射频(RF)体积线圈,具体而言,涉及具有增强的横向RF磁场(B_1^+)均匀性和 B_1^+ 匀场能力的超高场RF体积线圈及其操作方法。

背景技术

[0002] 近来,超高场MRI系统目前已经可以商业方式用于研究目的。遗憾的是,在比如7T和7T以上的超高场下,由常规MRI系统的RF发射线圈生成的 B_1^+ 场由于电介质(波长)效应的增加而越来越不均匀。尽管被布置成覆盖关注体积并且具有多个T/R信道的多元件发射/接收(T/R)表面线圈可被用于试图改善 B_1^+ 场的均匀性(例如, B_1^+ 均匀性),但是这种方案技术复杂,并且具有功率效率低的缺点。因此,本系统的实施方式可克服常规超高场MRI和MRS系统的这些和其它缺点。

发明内容

[0003] 本文所描述的系统、装置、方法、布置结构、用户界面、计算机程序、过程等(在下文中,其中的每一个将被称为系统,除非在上下文中以其它方式指出)解决了现有技术的系统中的问题。

[0004] 根据本系统的实施方式,公开了一种用于磁共振(MR)系统的射频(RF)线圈设备,所述RF线圈可包括以下各项中的一种或多种:环形线圈,所述环形线圈包括具有开口并且限定径向轴线的回圈;体积线圈,所述体积线圈具有限定长度(L_{vc})的相反两端并且延伸穿过所述环形线圈的所述开口;和屏蔽罩,所述屏蔽罩位于所述环形线圈和所述体积线圈的周围。其中所述体积线圈可包括端部线圈,所述端部线圈各自位于所述相反两端中的一个处并且各自包括限定径向轴线并且具有多个联接的导电性区段的回圈,所述端部线圈大致彼此平行并且对准,使得所述端部线圈中的每一个的径向轴线可限定公共轴线(A_x)。相反的所述端部线圈中的至少一个可包括用于接收第一组正交驱动信号(例如, (S_0° 和 S_{90}°)或(S_0° 、 S_{90}° 、 S_{180}° 和 S_{270}°))的多个端口(p)。所述体积线圈可进一步包括多个横档,所述多个横档各自大致彼此平行并且联接至相反的所述端部线圈。所述环形线圈可包括用于接收第二组正交驱动信号(例如, (S'_0 和 S'_{90}°);或(S'_0 、 S'_{90}° 、 S'_{180}° 和 S'_{270}°))的多个端口(p'),并且可由以电容方式彼此联接的多个导电性区段(132)形成。

[0005] 另外设想到所述端部线圈和所述环形线圈中的每一个可具有大致类似的电抗。所述端部线圈和所述环形线圈中的每一个可包括相同数目的导电性区段。根据本系统的实施方式,所述环形线圈的所述多个端口包括在所述环形线圈的所述径向轴线的周围各自在空间上彼此分开90度地分布的两个或四个端口(p')。还设想到所述环形线圈可位于在中平面处的大致与所述端部线圈等距的点处。

[0006] 另外设想到所述设备还可包括RF控制器,所述RF控制器包括至少一个控制器,所

述至少一个控制器生成所述第一组正交驱动信号(例如, ($S0^\circ$ 和 $S90^\circ$);或($S0^\circ$ 、 $S90^\circ$ 、 $S180^\circ$ 和 $S270^\circ$))和所述第二组正交驱动信号(例如, ($S'0^\circ$ 和 $S'90^\circ$);或($S'0^\circ$ 、 $S'90^\circ$ 、 $S'180^\circ$ 和 $S'270^\circ$))。根据本系统的实施方式,所述RF控制器还可控制所述第一组正交驱动信号中的每一个的幅值和相位中的至少一个以执行 B_1^+ 匀场。还设想到所述正交驱动信号中的每一个可由多个独立的发射/接收(T/R)信道中的对应的独立T/R信道生成,并且,其中所述多个独立T/R信道中的所述独立T/R信道中的至少三个可被控制以执行 B_1^+ 匀场。根据本系统的实施方式,所述正交驱动信号中的每一个可由多个独立的发射/接收(T/R)信道中的对应的独立T/R信道生成,并且其中所述多个独立T/R信道中的所述独立T/R信道中的四个可被控制以执行 B_1^+ 匀场。

[0007] 根据本系统的实施方式,公开了一种磁共振(MR)系统,所述磁共振(MR)系统可包括以下各项中的一个或多个:体积型射频(RF)线圈组件,所述线圈组件具有带有多个端口(p)的体积线圈和带有多个端口(p')并且位于所述体积型线圈的周围的环形线圈;和至少一个控制器,所述至少一个控制器可选择性地控制第一发射/接收(T/R)射频(RF)信道(CH1)以生成包括用以驱动所述体积型线圈的RF正交信号($S0^\circ$ 、 $S90^\circ$ 、 $S180^\circ$ 、 $S270^\circ$)的输出,并且选择性地控制第二T/R RF信道以生成包括用以驱动所述环形线圈的RF正交信号($S'0^\circ$ 、 $S'90^\circ$ 、 $S'180^\circ$ 、 $S'270^\circ$)的输出。

[0008] 根据本系统的实施方式,所述体积线圈和所述环形线圈可被配置成被彼此独立地驱动。此外,所述至少一个控制器可通过相对于彼此控制第一T/R RF信道和第二T/R RF信道的所述输出来执行 B_1^+ 匀场。另外设想到所述至少一个控制器可通过改变被选择性地控制的所述第一T/R RF信道和所述第二T/R RF信道的所述RF正交信号的幅值和相位中的至少一个来执行 B_1^+ 匀场。此外,所述至少一个控制器可执行多发射预扫描操作以确定 B_1^+ 匀场设置。

[0009] 根据本系统的实施方式,所述至少一个控制器可根据所述 B_1^+ 匀场设置改变所述第一T/R RF信道和所述第二T/R RF信道的所述RF正交信号的幅值和相位中的至少一个。还设想到分别用于所述第一T/R RF信道和所述第二T/R RF信道中的每一信道的所述RF正交信号可包括各自具有渐进相移的第一信号至第四信号。

[0010] 根据本系统的实施方式,公开了一种操作磁共振(MR)系统(100、600、700和1300)的射频(RF)线圈的方法,其中所述方法通过所述MR系统的至少一个控制器(110)来执行并且包括通过以下操作驱动体积型射频(RF)线圈组件(221)的动作,所述体积型射频(RF)线圈组件具有带有多个端口(p)的体积线圈(122)和带有多个端口(p')并且位于所述体积型线圈的周围的环形线圈(124),所述操作为:(1)选择性地控制第一发射/接收(T/R)射频(RF)信道(CH1)以生成包括第一组RF正交信号($S0^\circ$ 、 $S90^\circ$ 、 $S180^\circ$ 、 $S270^\circ$)的输出并且将生成的所述第一组RF正交信号提供至所述体积型线圈的所述多个端口(p);和(2)选择性地控制第二T/R RF信道以生成包括第二组RF正交信号($S'0^\circ$ 、 $S'90^\circ$ 、 $S'180^\circ$ 、 $S'270^\circ$)的输出并且将生成的所述第二组RF正交信号提供至所述环形线圈的所述多个端口(p')。所述体积线圈和所述环形线圈被配置成被彼此独立地驱动。此外,所述至少一个控制器通过相对于彼此控制第一T/R RF信道和第二T/R RF信道的所述输出来执行 B_1^+ 匀场。替代性地或另外,所述至少一个控制器通过改变被选择性地控制的所述第一T/R RF信道和所述第二T/R RF信道的所述RF正交信号的幅值和相位中的至少一个来执行 B_1^+ 匀场。

附图说明

[0011] 在以下示例性实施方式中并且参照附图进一步详细地解释本发明,其中相同或类似的元件通过相同或类似的附图标记部分地表示出,并且各示例性实施方式的特征是可组合的。在附图中:

[0012] 图1示出根据本系统的实施方式操作的MR系统的一部分的局部剖侧视图;

[0013] 图2示出根据本系统的实施方式的体积型RF线圈部分的局部剖前透视图;

[0014] 图3示出根据本系统的实施方式的图2的RF线圈部分的俯视图;

[0015] 图4示出根据本系统的实施方式的图2的RF线圈部分的仰视图;

[0016] 图5示出根据本系统的实施方式的RF线圈部分的前透视侧视图;

[0017] 图6示出根据本系统的实施方式的用于使用两个独立的发射/接收 (T/R) RF信道驱动RF线圈部分的RF控制器的示意图,所述两个独立的发射/接收 (T/R) RF信道分别是具有用于体积线圈的一个放大器的T/RRF信道,和具有用于环形线圈的放大器的另一个独立T/R信道;

[0018] 图7示出根据本系统的实施方式的用于驱动二端口型RF线圈部分的RF控制器的局部分解示意图;

[0019] 图8A示出根据本系统的实施方式的以正弦 (sin) 和余弦 (cos) 电流分布模式操作的被屏蔽的体积线圈;

[0020] 图8B示出根据本系统的实施方式的以sin和cos电流分布模式操作的被屏蔽的环形线圈;

[0021] 图8C示出根据本系统的实施方式的以sin和cos电流分布模式操作的被屏蔽的体积线圈和环形线圈组合;

[0022] 图9示出图示根据本系统的实施方式执行的过程的功能性流程图;

[0023] 图10示出根据本系统的实施方式的其中具有头部模型的RF线圈部分的时域有限差分 (FDTD) 数值模型的局部剖前透视图;

[0024] 图11示出根据本系统的实施方式的沿图10的模型的线11-11作出的头部模型和RF线圈部分的中心横向切片 (S) 的图;

[0025] 图12A示出根据本系统的实施方式的仅利用体积线圈激励获取的用于切片 (S) 的归一化 $|B_1^+|$ 场 (即, $|B_1^+|/|B_1^+|_{\text{平均}}$) 的图,其中 $|B_1^+|_{\text{平均}}$ 是在切片 (S) 上的平均 $|B_1^+|$;

[0026] 图12B示出根据本系统的实施方式的仅利用环形线圈激励获取的用于切片 (S) 的 $|B_1^+|/|B_1^+|_{\text{平均}}$ 的图;

[0027] 图12C示出根据本系统的实施方式的利用体积线圈和环形线圈激励获取的在 $|B_1^+|$ 匀场之后的用于切片 (S) 的 $|B_1^+|/|B_1^+|_{\text{平均}}$ 的图;和

[0028] 图13示出根据本系统的实施方式的一部分。

具体实施方式

[0029] 下面是在结合以下附图时将论证上述特征和优点的说明性实施方式以及其它实施方式的描述。在以下描述中,出于解释而非限制的目的,给出了说明性的细节,如架构、界面、技术、元件属性等。然而,对本领域技术人员而言,显然脱离这些细节的其它实施方式仍然应被理解为在所附权利要求的范围内。此外,为清晰起见,省略了众所周知的装置、电路、

工具、技术和方法的详细描述,以便不模糊本系统的描述。应明确地理解,包括附图是出于图示说明性的目的,并不表示本系统的整个范围。在附图中,不同附图中的相同附图标记可表示类似的元件。

[0030] 图1示出根据本系统的实施方式操作的MR系统100(为清晰起见,在下文称为系统100)的一部分的局部剖侧视图。系统100可包括控制器110、存储器、用户界面(UI)、主体102、主磁体104、梯度线圈106和RF部分120中的一个或多个。患者支撑件140可被设置成支撑用于扫描的关注对象(00I),比如受治者或患者101(例如,人类受治者或人类患者、动物等),和/或在控制器110的控制下相对于主体102将比如患者101的00I定位在预期位置和/或取向中。例如,可控制患者支撑件140以将00I和/或RF部分120的若干部分定位在扫描体积113内。

[0031] 主体102可包括至少一个腔室108和位于主体102的相反两端114之间的主膛孔112。主膛孔112可位于主体102的相反两开口115之间,并且可被配置成经由开口115中的一个接收比如患者101的00I。至少一个腔室108可被配置成接收主磁体104、梯度线圈106和/或RF部分120的一部分(比如RF线圈部分120的内建RF线圈)中的一个或多个。在需要时,主体102可进一步包括冷却机构(例如,低温冷却系统等),该冷却机构被配置成冷却系统100的若干部分,比如主磁体104、梯度线圈106和/或RF部分120。

[0032] 控制器110可控制系统100的整体操作,并且可包括一个或多个逻辑器件,比如处理器(例如,微处理器111等)等。控制器110可包括主磁体控制器、梯度控制器、RF控制器142、系统时钟同步器(为清晰起见,在下文中称为同步器)、重建器、扫描控制器和存储器中的一个或多个。主磁体控制器可控制主磁体104的操作,梯度控制器可控制梯度线圈106的操作,RF控制器可控制RF部分120的操作,并且重建器基于包括在从受治者的关注区域(ROI)获取的RF信号(例如,为了清晰起见在下文为ARF信号)中的所获取的磁共振信息重建图像、波谱和/或其它信息。

[0033] 存储器可包括可存储由系统100生成或以其它方式使用的数据的任何适合的存储器。例如,在需要时,存储器可包括可以是本地的和/或分布式的任何适合的非暂时性存储器。例如,根据一些实施方式,存储器可包括与RF部分120一起定位的存储器,该存储器可存储用于在需要时以原始和/或处理后的格式传输至控制器110的原始和/或重建MR信息。

[0034] 控制器110可确定和/或以其它方式使用与扫描设置、参数、序列等有关的信息,并且在对应的扫描操作期间应用它们。为清晰起见,本文将假设扫描设置可包括与扫描设置、扫描参数和/或扫描序列有关的信息,除非上下文另有指示。与扫描设置有关的信息可从比如存储器的任何适合的源、从用户获得,和/或可通过系统100确定。例如,控制器110可从存储器获得扫描设置,并且相应地控制例如主磁体104、梯度线圈106和/或RF部分120。控制器110可包括比如系统控制器的至少一个控制器,并且可与主体102整体地形成或与主体102分开地形成。例如,在一些实施方式中,控制器110可远离主体102设置并且可经由任何适合的有线或无线通信方法与存储器、UI、主磁体104、梯度线圈106、RF部分120和/或重建器中的一个或多个通信。

[0035] 主磁体104可限定主膛孔112位于其中的膛孔,并且可被配置成在主膛孔112内生成本主磁场(例如, B_0 场)。 B_0 场可在主膛孔112和/或扫描体积113内的适合尺寸的体积上是大致均匀的。主磁体104可包括各自被配置成促成 B_0 场的至少一部分的一个或多个主磁体。主

磁体104可包括可形成闭合构造的任何适合的环状(例如,环形)磁体(如所示)。主磁体104或其若干部分可由比如超导材料、阻性材料的任何适合的材料形成,和/或可在控制器110的控制下操作,如在其它地方所描述的。应认识到,对于整个主体规模的超高场操作,那些超导材料磁体是所需要的类型。

[0036] 为清晰起见,将假设主磁体104可以是封闭型磁体(例如,以形成封闭型MRI系统100),其中扫描体积113在主磁体104的主腔孔112内。然而,根据本系统的实施方式并且不受限制地,应假设在需要时主磁体可采用其它类型的适合构造,比如开放型或分裂型磁体,以分别形成开放型或分裂型MRI。此外,尽管示出了水平定向的MRI系统100,但是其它实施方式可包括其它取向,比如水平的和/或可调整的。应认识到,这些替代性的腔孔磁体实施方式的实用性可能限制操作场的强度。

[0037] 梯度线圈106可包括一个或多个梯度线圈(例如,x梯度线圈、y梯度线圈和z梯度线圈),该一个或多个梯度线圈可在控制器110的控制下沿一个或多个对应的轴线(例如,分别是x轴、y轴和z轴)产生一个或多个梯度场。

[0038] RF线圈部分120可包括至少一个RF线圈,该至少一个RF线圈可激励和/或检测关注区域(ROI)中(比如扫描体积113内)的磁共振并且可根据本系统的实施方式操作。例如,RF线圈部分120可包括根据本系统的实施方式操作的体积型RF线圈部分(例如,增强的鸟笼型RF线圈)121。此外,RF线圈部分120可包括根据本系统的实施方式操作的表面型RF线圈部分119(例如,表面RF线圈)。因此,RF线圈部分120可包括表面型RF线圈部分和/或体积型RF线圈部分(分别是119和121)。然而,为清晰起见,本描述将被吸引到根据本系统的实施方式操作的体积型RF线圈部分121的描述。此外,应理解的是,在需要时根据扫描类型,控制器110可确定控制RF线圈部分(119和121)中的任一个或两个和/或其若干部分。此外,应理解的是,RF线圈部分(119和121)中的任一个或两个可在需要时在控制器110的控制下作为发射和/或接收线圈操作。可设置定位机构比如导轨,以便可调整地控制RF线圈部分(119和/或121)的位置,使得在需要时它们可相对于患者101处于各种位置和/或取向处。例如,定位机构可控制RF线圈部分121的取向,使其可在使用期间与 B_0 场在轴向上对准。因此,定位机构可比如经由RF线圈部分121的平移和旋转移动来调整RF线圈部分121的位置和/或取向,使得RF线圈部分121的轴线可在使用期间与 B_0 场大致对准(例如,大致平行),如在其它地方论述的。关于RF线圈部分(119、121),在需要时,这些可包括有线型RF线圈部分和/或无线型RF线圈部分,其中无线型功能可仅用于接收模式。然而,为清晰起见,在本申请的实施方式中,将假设RF线圈部分(119、121)可包括有线型RF线圈。

[0039] 图2示出根据本系统的实施方式的体积型RF线圈部分221(为清晰起见,在下文中称为RF线圈部分221)的局部剖前透视图200。RF线圈部分221可类似于图1中所示的体积型RF线圈部分121,并且可被配置成作为发射/接收体积线圈操作,该发射/接收体积线圈可与比如超高场MRI和MRS的各种频率和/或场强兼容。RF线圈部分221可包括体积线圈122、位于体积线圈122的周围的环形(例如,场)线圈124和屏蔽罩138中的一个或多个,该屏蔽罩可围绕体积线圈122和环形线圈124中的至少一个的至少若干部分。

[0040] 体积线圈122可具有长度 L_{vc} (例如,从端部环126的中心测量的)和直径 d_{vc} 。体积线圈122可类似于根据本系统的实施方式操作的增强的鸟笼型线圈。体积线圈122可包括各自限定径向轴线(A_{XER})并且具有大致圆形(例如,环状)形状的端部环126。端部环126可大致彼

此平行并且径向对准,使得其径向轴线(A_{XER})可共享并且可称为(A_X)。端部环126可包括或可不包括电抗元件,比如电容性间隙128和/或离散或分布式电容器(为清晰起见,两者在下文中可称为电容器128)。例如,端部环126中的每一个可包括多个导电性区段130,该多个导电性区段通过位于导电性区段130之间的电容器128(例如,在本申请的示例中由电容性间隙形成)、或通过电介质隔开的情况下重叠导电性区段以得到类似电容效应而以电容的方式联接在一起的,或可使用离散和分布式电容元件构成的组合。

[0041] 中平面(例如中心平面)可被限定为大致与端部环126中的至少一个的平面平行并且可大致位于 $L_{vc}/2$ 处的平面。端部环126可设置成彼此分开,并且通过多个导电性间隔物136(例如,横档)彼此联接。间隔物136可大致彼此平行,并且可联接至对应的导电性区段130和/或与对应的导电性区段130整体地形成。间隔物136可包括或可不包括电抗元件,比如电容性间隙(未示出)和/或离散电容器和/或分布式电容器。根据本系统的实施方式,间隔物136可在大致与对应的导电性区段130的端部处的电容器128等距的点处联接至其对应的导电性区段130。间隔物136和端部环126可物理上形成体积线圈122。体积线圈122可通过调整端部环126中的离散/分布式电容器128和/或间隔物136中的离散/分布式电容器调谐至所需要的共振频率。

[0042] 端部环126中的至少一个可包括 N 个(其中 N 是大于2的整数)端口(P_n)。例如,如果 $N=4$,则端部环126中的一个可包括四个端口,如端口-1、端口-2、端口-3,和端口-4(一般称为端口- n)。这些端口中每一个可在空间上设置成与相邻端口分开约 90° 。端口(端口- n)可被设置成使其可联接在对应的端部环126的对应的电容器128处。端口(端口- n)可通过关于相反的环126的角位置来识别。因此,对于 $N=4$,端口-1至端口-4可分别称为 0° 端口、 90° 端口、 180° 端口,和 270° 端口(p)。例如,如果体积线圈122包括2或4个端口,则这些端口可与相邻的一个端口或多个端口在空间上以 90° 的方位角分开。

[0043] 端口中的每一个(端口- n)可通过对应的信号引线(SL)联接至RF控制器(例如,142)。因此,信号引线可向对应的端口(端口- x)提供导致磁共振激励效应的驱动/激励信号,其中后续磁共振信号随后由体积线圈122接收并且被提供至RF控制器142以用于进一步处理,比如重建等。

[0044] 包括四个端口的端部环126可称为四端口端部环126。类似地,包括两个端口的相反的环可称为二端口端部环。

[0045] 尽管两个端部环126可包括对应的端口,但是为清晰起见,将假设仅端部环126中的一个可包括端口(例如,端口- n)。

[0046] 根据本系统的实施方式,电容器128可彼此以均匀的间隔沿端部环126的圆周放置,以便均匀地隔开。例如,根据一些实施方式,如果电容器的总数 $M=16$,则这些电容器可以 $360^\circ/(M)=360^\circ/16=22.5^\circ$ 的间隔放置。电容器的总数和/或端部环126中的每一个的电容可大致彼此相等。

[0047] 环形线圈124可由环状导电环形成并且可大致设置在体积线圈122的中平面处。环形线圈124可包括比体积线圈122的直径 d_{vc} 更大的直径 d_{rc} ,使得环形线圈124可环绕体积线圈122。环形线圈124可具有宽度(W_{RC})。环形线圈124可与端部环126对准,使得环形线圈124的径向轴线(A_{XRC})可与端部环126的径向轴线(A_{XER})共享和/或以其它方式对准,以形成公共轴线(A_X)。因此,环形线圈124和/或端部环126的径向轴线可共称为(A_X)。

[0048] 环形线圈124可使用任何适合的方法调谐至预期的共振频率。例如,设想到环形线圈124可通过比如电容性间隙134和/或离散和/或分布式电容器(为清晰起见,在下文中两者可称为电容器134)的电抗元件、通过在环形线圈124的宽度 W_{RC} 上进行调整、通过在环形线圈124与RF屏蔽罩138之间的空间填充电介质材料来调整环形线圈124的直径 d_{rc} 、通过在电容性间隙134中添加电感和/或其适合的组合来进行调谐。例如,环形线圈124可包括通过位于导电性区段132之间的电容器134(例如,在本申请的示例中由电容性间隙形成)以电容的方式联接在一起的多个导电性区段132。

[0049] 在需要时,电容器134可彼此以均匀隔开的间隔沿环形线圈124的圆周放置,以便均匀地分布。因此,电容器134可沿环形线圈124大致均匀地隔开。因此,如果例如环形线圈124包括16个电容器,则其可以 $360^\circ/(16) = 360^\circ/16 = 22.5^\circ$ 的间隔放置。根据一些实施方式,环形线圈124中的电容器134的数目可等于体积线圈122的相反两端部环126中的一个的电容器128的数目。根据本系统的实施方式,环形线圈124和体积线圈122可调谐至相同的共振频率。因此,环形线圈124可包括相比于端部环126稍大或稍小的直径。在所示的示例中,环形线圈124设置在体积线圈122外侧,但是应理解的是,环形线圈124可具有相比于体积线圈122较小的直径并且因此设置在该体积线圈的内侧。

[0050] 为清晰起见,端部环126和环形线圈124可彼此径向对准,使得角度测量可彼此对应。例如,在相反两环126上的0度(度)可彼此对应并且与环形线圈124上的0度对应。然而,在其它实施方式中,端部环126和/或环形线圈124可相对于彼此在轴向上旋转。

[0051] 与端部环126类似地,环形线圈124可包括 N' 个(其中 N' 是大于2的整数)端口(p),比如端口-n。例如,如果 $N' = 4$,则环形线圈124可包括四个端口,如端口-1、端口-2、端口-3,和端口-4(一般称为端口-x)。为清晰起见,将假设 $N' = N$ 。然而,在其它实施方式中,设想到 N' 可不同于 N 。反过来参照端口,并且在端口的数目 N' 为4的情况下,端口(端口-x)中的每一个可与相邻端口-x径向地隔开约 90° ,并且可联接至环形线圈124的对应的电容器132。端口(端口-x)可通过相对于环形线圈124的径向轴线(A_x)沿相反的角度位置来识别。因此,端口-1至端口-4可分别称为 0° 端口、 90° 端口、 180° 端口,和 270° 端口(p')。例如,如果环形线圈124包括4个端口,则这些端口可在空间上彼此以 90° 的方位角分开并且可表示为端口 $0^\circ p'$ 、 $90^\circ p'$ 、 $180^\circ p'$ 和 $270^\circ p'$ 端口。包括四个端口的环形线圈124可称为四端口环形线圈124。如果 $N' = 2$,则两个端口设置成在空间上分离 90° 。

[0052] 端口(端口-x)中的每一个可通过对应的信号引线(SL)联接至RF控制器142。因此,信号引线(SL)可向对应的端口(端口-x)提供驱动信号(例如,以驱动环形线圈124)以用于磁共振激励,并且可随后获得/接收共振信号(例如,由环形线圈124接收的ARF信号)并将这个信号提供至RF控制器142以用于进一步处理,比如用于重建等。应理解的是,可利用适合的T/R切换RF电子装置和RF接收信号低噪声预放大,如本领域技术人员所已知的。

[0053] 参照图1和图2,通过将环形线圈124放置在体积线圈122的中心周围,环形线圈124可被构造成包括沿环形线圈124的结构(例如,在中平面处)具有正弦电流分布的共振模式。因此,当根据本系统的实施方式驱动时,环形线圈124可生成 B_1 场(例如, B_{1RC}),该 B_1 场可作为与由体积线圈122生成的主 B_1 场(B_{1VC})组合的次 B_1 场。因此, $B_1 = B_{1VC} + B_{1RC}$ 。应理解的是,这个场组合是在向量意义上的。因此,显示出不同的空间变化特性的这两个 B_1 场(例如, $B_{1VC} + B_{1RC}$)可彼此相加或相减以在操作期间增强RF匀场(例如, B_1^+ 匀场)。次 B_1 场(例如, B_{1RC})可大

致上定向成处于体积线圈122的中平面的平面内并且可横向于主磁场 B_0 。因此,次 B_1 场可被定向成在大致平行于体积线圈122的中平面并且横向于主磁场 B_0 的方向上行进。这将在下面针对图8A至图8C进行详细解释。

[0054] 屏蔽罩138可被放置在体积线圈124和环形线圈122外侧,并且相应地围绕体积线圈122和环形线圈124。屏蔽罩138可包括任何适合的RF屏蔽罩并且可具有任何适合的形状,如圆柱形形状,并且可由任何适合的材料形成,比如薄铜或与MRI用途兼容的一种等同类型的屏蔽材料或多种材料。例如,根据一些实施方式,屏蔽罩138可由导电丝网形成,比如铜丝网、非磁性不锈钢丝网、在印刷电路板类型的构造中的分成区段的铜等。如果需要,则可将屏蔽罩138接地。根据本系统的实施方式,屏蔽罩138可相应地均匀地装配在体积线圈122和/或环形线圈124的周围。RF屏蔽罩的主要目的在于减少体积线圈和环形线圈(分别122和124)的辐射损失并且将这些线圈与腔孔的诸如梯度线圈等的外部部件隔离。

[0055] 关于体积线圈122和环形线圈124的调谐,根据本系统的实施方式,体积线圈122可在预期的MRI共振频率(例如,拉莫尔频率,比如在7T下质子MRI的情形中的298MHz)下被调谐至均匀的 B_1^+ 模式。这个共振频率可与比如 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{31}P 、 ^{23}Na 、 ^{19}F 或其它预期的核类的一个或多个核类的共振频率对应。如以上所论述,环形线圈124和/或体积线圈122的调谐可分别使用比如电容器134、128的电抗元件来执行。因此,环形线圈124的电容器134具有选定的电容,该选定的电容可将环形线圈124调谐至可大致与体积线圈122的共振频率(例如,在本示例中对应于本申请的实施方式中的 ^1H 的共振频率的298MHz,)相同的共振频率。此外,在调谐后的共振频率下,环形线圈124可包括沿环形结构的正弦电流模式/分布。当环形线圈124位于体积线圈122的中平面处(例如,与端部环126等距)时,环形线圈124对体积线圈122的共振具有可忽略的影响,反之亦然。因此,两个线圈(例如,体积线圈122和环形线圈124)可利用至少两个独立的发射/接收(T/R) RF信道被彼此独立地驱动,如下面针对图6和图7论述的。如果需要,通过改变例如正使用的每一T/R RF信道的幅值和/或相位可实现 B_1^+ 匀场。

[0056] 体积线圈122、环形线圈124和/或屏蔽罩138可使用比如环形联接器的任何适合的联接器彼此联接,该环形联接器可由比如塑料等的电介质材料形成,并且可将体积线圈122和/或环形线圈124和/或屏蔽罩138相对于彼此支撑在固定位置。例如,根据一些实施方式,体积线圈122和/或环形线圈124可使用比如铜的导电性材料印刷在环形联接器上。因此,环形联接器可作为基底,体积线圈122和/或环形线圈124可沉积于该基底上。环形联接器可以机械的方式联接体积线圈122和环形线圈124。然而,根据本系统的实施方式,环形联接器不应在体积线圈122与环形线圈124之间、或体积线圈122、环形线圈124与RF屏蔽罩之间出现显著的RF耦合。然而,还应理解的是,根据其它实施方式,在需要时,环形联接器可以机械方式联接例如线圈(例如,体积线圈122和/或环形线圈124)中的一个或两个与RF屏蔽罩并且提供例如线圈(例如,体积线圈122和/或环形线圈124)中的一个或两个与RF屏蔽罩之间的RF耦合,以进一步操纵 B_1 场的空间特性。

[0057] 体积型RF线圈部分221的后透视图可类似于RF线圈部分221的前透视侧视图,并且为清晰起见未示出。

[0058] 图3示出根据本系统的实施方式的图2的RF线圈部分221的俯视图。屏蔽罩138可具有圆形或大致圆形的形状,并且可环绕体积线圈122和环形线圈124(例如,示出了顶部环形线圈)。电容器128被示为端部环126中的一个的导电性区段130之间的间隙。类似地,电容器

134被示为环形线圈124的导电性区段132之间的间隙。此外,为清晰起见,端口(端口-1至端口-4)通过圆圈(在其内部具有点的“0”)示出,并且通过其位置进行标记(例如, 0° 、 90° 、 180° 和 270°)。因此,对应的端部环126的端口被示为 0°p 、 90°p 、 180°p 和 270°p ,并且环形线圈124的端口被示为 $0^\circ\text{p}'$ 、 $90^\circ\text{p}'$ 、 $180^\circ\text{p}'$ 和 $270^\circ\text{p}'$ 。为清晰起见,未示出环形联接器。尽管体积线圈122和/或环形线圈124可以是大体圆形的,但在其它实施方式中,设想到体积线圈122和/或环形线圈124可具有椭圆体形状等。

[0059] 图4示出根据本系统的实施方式的图2的RF线圈部分221的仰视图。然而,图4类似于图3,比较图3和图4可看出仅端部环126中的一个包括端口,顶部或底部端部环126。假设图3中所示的端部环126可称为顶部或第一端部环,则图4中所示的端部环可称为底部或第二端部环。在本系统的其它实施方式中,设想到四个端口(例如, 0°p 、 90°p 、 180°p 和 270°p)可分布在体积线圈122的顶部端部环和底部端部环两者处。还设想到在本系统的其它实施方式中,用于体积线圈122的四个端口(0°p 、 90°p 、 180°p 和 270°p)可分布在在空间上彼此以 90° 的方位角分开的四个间隔物136中(例如,在体积线圈122的横档中)。在其它实施方式中,设想到体积线圈122和环形线圈124可仅包括两个端口(0°p 、 90°p)和($0^\circ\text{p}'$ 、 $90^\circ\text{p}'$),而非使用四个端口。然而,在仅提供两个端口的情况下,应理解的是 0°p ($0^\circ\text{p}'$)和 90°p ($90^\circ\text{p}'$)端口可在空间上彼此以 90° 的方位角分开。

[0060] 图5示出根据本系统的实施方式的RF线圈部分221的前透视侧视图。屏蔽罩138可形成具有腔室547的圆柱体,体积线圈122和环形线圈124可位于该腔室中。后透视侧视图可类似于RF线圈部分221的前透视侧视图,并且为清晰起见未示出。

[0061] 图6示出根据本系统的实施方式的使用两个独立的发射/接收(T/R) RF信道用于驱动RF线圈部分621的RF控制器642的示意图,所述两个独立的发射/接收(T/R) RF信道分别是具有用于体积线圈622的放大器645的一个T/R RF信道,和具有用于环形线圈624的放大器647的另一个独立T/R信道。RF控制器642可类似于图1的RF控制器142,并且可包括两个独立T/R RF信道(例如,第一T/R RF信道和第二T/R RF信道),该两个独立T/R RF信道可生成对应的信号以驱动(例如,激励)类似于RF线圈部分121、221的RF线圈部分621。在操作期间,RF控制器642可生成和/或以其它方式接收发射至体积线圈(TVC)的信号和发射至环形线圈(TRC)的信号。为清晰起见,利用相关联的T/R开关和前置放大器从发射模式切换至接收模式的RF切换并未示出,因为这是本领域技术人员众所周知的。TVC信号可基于用于体积线圈622的RF时序,并且TRC信号可基于用于环形线圈624的RF时序并且可与TVC信号无关。也就是说,TVC信号和TRC信号被独立地生成,其中它们的幅值和相位可改变以提供适当的/改善的 B_1^+ 匀场效应。

[0062] 关于第一T/R RF信道(CH1)(例如,体积线圈发射信道),在这个信道中的信号可基于TVC信号并且可以如下方式形成。TVC信号可输入至第一放大器645中,该第一放大器可将这个信号放大预期的量,并且此后将放大的TVC信号发射至第一正交混合器部分644。第一正交混合器部分644随后可将放大的TVC信号分成对应的0度($S0^\circ$)和90度的相移($S90^\circ$)信号。随后,这些信号(例如, $S0^\circ$ 和 $S90^\circ$)可各自分裂(例如,通过对应的RF功率分配器641),其中一部分由RF控制器642输出以驱动体积线圈622并且另一部分输入至对应的移相器643中,该移相器使这些信号发生相移(例如,相移 180°),并且此后输出相移信号(例如, $S180^\circ$ 和 $S270^\circ$)以驱动体积线圈622。因此,输入TVC信号可被放大,并且分裂成具有渐进相移(例

如, 0° 、 90° 、 180° 和 270°) 的四个相等(幅值) 信号, 该四个相等(幅值) 信号可被馈送至体积线圈622的对应端口(例如, 分别是 0°p 、 90°p 、 180°p 和 270°p) 以驱动体积线圈622。

[0063] 关于第二T/R RF信道(CH2)(例如, 环形线圈发射信道), 在这个信道中的信号可基于TRC信号并且可以如下方式形成。TRC信号可输入至第二放大器647中, 该第二放大器可将这个信号放大预期的量并且此后将放大的TRC信号发射至第二正交混合器部分646。第二正交混合器部分646随后可将放大的TRC信号分成对应的 0° ($S'0^\circ$) 和 90° 相移($S'90^\circ$) 信号。随后, 这些信号(例如, $S0^\circ$ 和 $S90^\circ$) 可各自分裂(例如, 通过对应的RF功率分配器641), 其中一部分由RF控制器642输出以驱动环形线圈624并且另一部分输入至对应的移相器643中, 该对应的移相器使这些信号发生相移(例如, 相移 180°) 并且此后输出相移信号(例如, $S'180^\circ$ 和 $S'270^\circ$) 以驱动环形线圈624。因此, 输入TRC信号可被放大, 并且分裂成具有渐进相移(例如, 0° 、 90° 、 180° 和 270°) 的四个相等(幅值) 信号, 该四个相等(幅值) 信号可被馈送至环形线圈624的对应端口(例如, 分别是 $0^\circ\text{p}'$ 、 $90^\circ\text{p}'$ 、 $180^\circ\text{p}'$ 和 $270^\circ\text{p}'$) 以驱动环形线圈624。

[0064] 图7示出根据本系统的实施方式的用于驱动二端口型RF线圈部分721的RF控制器742的局部分解示意图。RF线圈部分721可包括具有第一端口和第二端口(分别是 0°p 和 90°p) 的体积线圈722以及具有第一端口和第二端口(分别是 $0^\circ\text{p}'$ 和 $90^\circ\text{p}'$) 的环形线圈724。RF控制器742可包括四个独立T/R RF信道(CH1至CH4), 其中两个信道(例如, CH1和CH2) 驱动体积线圈722并且两个信道(例如, CH3和CH4) 驱动环形线圈724。这四个信道(例如, CH1至CH4) 中的每一个可具有一个放大器(例如, 分别是748-1至748-4)。

[0065] RF控制器742可类似于图1的RF控制器142和图6的RF控制器642。然而, RF隔离器/循环器752-1至752-4(一般称为752-x) 可被包括在每一发射路径中, 以将反射的功率发送至电阻性转储负载并且借此远离对应的RF放大器748-x。这些循环器752-x可替换图6中所示的正交混合电路644、646和移相器643以及负载的组合。四个放大器(748-1和748-2) 和(748-3和748-4)(一般称为748-x) 的幅值和相位可独立地改变以用于 B_1^+ 匀场效应。

[0066] 在操作期间, RF控制器742可生成和/或以其它方式接收第一TVC信号和第二TVC信号(分别是TVC1和TVC2, 分别用于CH1和CH2) 以及第一TRC信号和第二TRC信号(分别是TRC1和TRC2, 分别用于CH3和CH4)。

[0067] RF控制器742可独立地生成和/或接收两个TVC信号和两个TRC信号。

[0068] 关于第一T/R RF信道(CH1), 在这个信道中的输出信号可基于第一TVC信号TVC1并且可以如下方式形成。TVC1信号可输入至第一放大器748-1中, 该第一放大器可将这个信号放大预期的量并且将预期的相移添加至信号, 此后将放大的TVC1信号发射至循环器752-1, 该循环器可将信号引导至体积线圈722的对应端口(例如, 0°p) 以驱动体积线圈722。类似地, 关于第二T/R RF信道(CH2), 第二TVC信号TVC2可输入至第二放大器748-2中, 该第二放大器可将这个信号放大预期的量并且将另一预期的相移添加至信号, 此后将放大的TVC2信号发射至循环器752-2, 该循环器可将信号引导至体积线圈722的对应端口(例如, 90°p) 以驱动体积线圈722。

[0069] 关于第三T/R RF信道(CH3), 在这个信道中的输出信号可基于第一TRC信号TRC1并且可以如下方式形成。TRC1信号可输入至第三放大器748-3中, 该第三放大器可将这个信号放大预期的量并且将预期的相移添加至信号, 此后将放大的TRC1信号发射至循环器752-3, 该循环器可将信号引导至环形线圈724的对应的端口(例如, $0^\circ\text{p}'$) 以驱动环形线圈724。类

似地,TRC2信号可输入至第四放大器748-4中,该第四放大器可将这个信号放大预期的量并且将另一预期的相移添加至信号,此后将放大的TRC2信号发射至循环器752-4,该循环器可将信号引导至环形线圈724的对应端口(例如,90°p')以驱动环形线圈724。

[0070] 在操作期间,第一循环器752-1可发送放大和相移的信号来以正弦(sin)模式激励体积线圈722,而第二循环器752-2可发送放大和另一相移的信号来以余弦(cos)模式激励体积线圈722。参照体积线圈722的端口1和2,这些端口可定位成在空间上彼此以90°的方位角分开。类似地,第三循环器752-3可发送放大和相移的信号来以正弦模式激励环形线圈724,而第四循环器752-4可发送放大和相移的信号来以余弦模式激励环形线圈724。参照环形线圈724的端口1和2,这些端口可定位成在空间上彼此以90°的方位角分开。四个放大的信号及其相移可以是独立的并且通常彼此不同,并且可由RF控制器742控制。

[0071] 现在将参照图8A至图8C解释用于根据本系统的实施方式操作的RF部分的电流分布,其中:图8A示出用于根据本系统的实施方式操作的被屏蔽的体积线圈800A的电流分布模式;图8B示出用于根据本系统的实施方式操作的被屏蔽的环形线圈800B的电流分布;和图8C示出用于根据本系统的实施方式操作的被屏蔽的体积和环形线圈组合800C的电流分布。在图8A至图8C中,屏蔽罩838形成大致圆柱形的形状,但是被局部切除以相应地更好地图示包含在内的体积线圈822和/或环形线圈824。

[0072] 参照图8A,体积线圈822可按照以下两种共振模式进行激励:正弦电流分布模式和余弦电流分布模式。体积线圈822生成的 B_1 场(B_{1VC})可与主磁体 B_0 场(B_0)正交,为清晰起见,主磁体 B_0 -场被假设为平行于体积线圈822的轴线(A_x)。体积线圈822可通过比如由RF控制器(例如,图6中所示的控制器642)生成的那些信号的正交信号或通过两个独立信道(例如,图7中所示的控制器742的CH1和CH2)进行激励。

[0073] 具体而言,体积线圈822生成的 B_1 场(B_{1VC})可包括对应于正弦电流分布模式的正弦分量($B_{1VC正弦}$)和对应于余弦电流分布模式的余弦分量($B_{1VC余弦}$),该正弦分量和余弦分量中的每一个相对于体积线圈822的轴线(A_x)径向地传播,并且因此从主磁体 B_0 场(B_0)径向地且正交地传播。如本文中所使用的, B_{1VC} 可以是 $B_{1VC正弦}$ 和 $B_{1VC余弦}$ 的组合。在Zhai等人的美国专利No.8,089,281和No.8,421,462中详细论述了电流分布模式,该美国专利的内容通过引用的方式整体地并入本文。

[0074] 参照图8B,环形线圈824可按照两种共振模式进行激励:正弦电流分布模式和余弦电流分布模式。环形线圈824生成的 B_1 场(B_{1RC})可与主磁体 B_0 场(B_0)正交并且可在环形线圈824被激励时生成。环形线圈824可通过比如由RF控制器(例如,图6中所示的控制器642)生成的那些信号的正交信号或通过两个独立信道(例如,图7中所示的控制器742的CH3和CH4)进行激励。

[0075] 具体而言,环形线圈824生成的 B_1 场(B_{1RC})可包括对应于正弦电流分布模式的正弦分量($B_{1RC正弦}$)和对应于余弦电流分布模式的余弦分量($B_{1RC余弦}$),该正弦分量和余弦分量中的每一个相对于环形线圈824的轴线(A_x)径向地传播,并且因此从主磁体 B_0 场(B_0)径向地且正交地传播。如本文中所使用的, B_{1RC} 可以是 $B_{1RC正弦}$ 和 $B_{1RC余弦}$ 的组合。

[0076] 参照图8C,RF线圈部分821可包括体积线圈822和环形线圈824,并且可输出垂直于主磁体 B_0 场的对应的 B_1 场。 B_1 场可等于分别由体积线圈822和环形线圈824生成的 B_1 场的总和。换句话说, $B_1 = B_{1VC} + B_{1RC}$ 。此外,通过彼此独立地激励体积线圈822和环形线圈824,它们

分别输出的场 B_{1VC} 和 B_{1RC} 可彼此独立地进行控制。例如,通过独立地改变信号的幅值和/或相位,相对于彼此分别激励体积线圈822和环形线圈824(例如,通过相对于第二信道的正交输出改变第一信道的正交输出的幅值和/或相位),来自体积线圈822的 B_1 场(例如, B_{1VC})和来自环形线圈824的 B_1 场(例如, B_{1RC})可被控制以使得RF场的组合增强 B_1 场的均匀性(例如,在正被扫描的患者体内)。这可产生改善MRI图像品质的效果。为按此方式操纵RF场,可理解的是,这通过操纵通向放大器的输入信号(例如, T_{vc} 和/或 T_{rc} 信号等)来实现,并且这种操纵可解释放大器增益和相位效应,例如包括放大器非线性增益效应。

[0077] 图9示出图示根据本系统的实施方式执行的过程900的功能性流程图。过程900可使用经由网络通信的一个或多个计算机来执行,并且可从一个或多个存储器获得信息,和/或将信息存储至该一个或多个存储器,该一个或多个存储器可以是本地的和/或彼此远离。过程900可包括以下动作中的一个或多个。在一些实施方式中,过程900的动作可使用比如包括根据本系统的实施方式操作的RF部分的MRI或MRS系统的MR系统来执行。然而,为清晰起见,可相对于MRI系统而非MRS系统来描述过程900的动作。此外,在需要时,这些动作中的一个或多个可以组合和/或分成子动作。此外,根据设置,这些动作中的一个或多个可以被跳过和/或改变顺序。此外,在过程900的动作期间,该过程可将通过该过程获得、确定、计算、设置和/或以其它方式生成的信息以原始和/或处理后的形式存储于系统的存储器中供稍后使用。在操作中,过程可在动作901期间开始,并且随后前进至动作903。

[0078] 在动作903期间,该过程可开始多发射预扫描操作。因此,该过程可获得包括例如预扫描序列的设置信息,并且根据本系统的实施方式执行初始化例程以初始化MRI来执行多扫描发射预扫描序列。在完成动作903之后,该过程可继续到动作905。

[0079] 在动作905期间,该过程可执行充分数目的单独扫描以获取用于将被分别用于目标切片($S_{\text{目标}}$)的RF匀场的每一发射线圈/信道的 B_1^+ 图。目标切片可以是扫描对象(患者)的目标成像切片,并且可以是扫描对象(例如,比如患者的00I,在下文称为扫描对象)内的任何切片或多个切片。可应用用于获取 B_1^+ 图的通常已知的MR技术。可执行第一扫描以获取第一 B_1^+ 图,该第一 B_1^+ 图可包括使用(例如,通过驱动)独立于环形线圈操作的体积线圈(例如,仅体积线圈)在目标切片或多个切片上获取的 B_1^+ 信息(为了清晰起见,一般称为 B_1^+)。可执行第二扫描以获取第二 B_1^+ 图,该第二 B_1^+ 图可包括使用独立于体积线圈的环形线圈(例如,仅环形线圈)并且在所关注的相同目标切片或多个切片上获取的 $|B_1^+|$ 。因此,在这些 B_1^+ 图的获取期间,一次将仅驱动体积线圈或环形线圈中的一个并且获取对应的信息(例如, $|B_1^+|$)。因此,为获取第一 B_1^+ 图,该过程可控制输入至第一放大器的信号(例如, T_{VC} ,其中电压可表示为 V_1 并且相位可表示为 Φ_1),该信号驱动电路以生成将输入至体积线圈(例如,参见,622)的对应端口(例如,参见, $0^\circ p$ 、 $90^\circ p$ 、 $180^\circ p$ 和 $270^\circ p$,如图6中所示)中以便根据本系统的实施方式驱动体积线圈的正交信号(例如,参见, S_0° 、 S_90° 、 S_{180° 和 S_{270° ,如图6中所示)。体积线圈也可用作接收线圈以经由相同端口(例如,参见, $0^\circ p$ 、 $90^\circ p$ 、 $180^\circ p$ 和 $270^\circ p$,如图6中所示)接收MRI信号。随后,可通过读取从体积线圈获得的用以形成第一 B_1^+ 图的所获取的磁共振信息来获得对应的 B_1^+ 。类似地,为获取第二 B_1^+ 图,该过程可控制输入至第二放大器的信号(例如, T_{RC} ,其中电压可表示为 V_2 并且相位可表示为 Φ_2),该信号驱动电路以生成将输入至环形线圈(例如,624)的对应端口(例如,参见, $0^\circ p'$ 、 $90^\circ p'$ 、 $180^\circ p'$ 和 $270^\circ p'$,如图6中所示)中以便在需要时驱动环形线圈的正交信号(例如,参见, S'_0° 、 S'_90° 、 S'_{180° 和 S'_{270° ,如图

6中所示)。环形线圈也可用作接收线圈以经由相同端口(例如,参见, $0^{\circ}\text{p}'$ 、 $90^{\circ}\text{p}'$ 、 $180^{\circ}\text{p}'$ 和 $270^{\circ}\text{p}'$,如图6中所示)接收MRI信号。随后,可通过读取从环形线圈获得的用以形成第二 B_1^+ 图的所获取的磁共振信息来获得对应的 $|B_1^+|$ 。可使用已知的固定幅值和已知的固定相位来执行第一获取和第二获取中的每一个。因此,在第一获取和第二获取期间第一放大器和第二放大器的幅值的比值(AR)($AR=V_1/V_2$)以及TVC和TRC的相位差($\Delta\phi=\phi_1-\phi_2$)是已知的。在完成动作905之后,过程可继续到动作907。

[0080] 在动作907期间,过程可以操作以在数值上组合在动作905期间从体积线圈和环形线圈获得的 $|B_1^+|$ 场,以形成目标切片或多个切片上的组合的 B_1^+ 图,以用于可能不同于所获取的数据条件的不同的模拟相对幅值和相对相移。通过改变AR(例如,从0至100,或 $V_2=0$)和 $\Delta\phi$ (例如,从 0° 至 360°)的值,来自体积线圈和环形线圈的组合 B_1^+ 图是可计算的。例如,组合的复合 B_1^+ 可基于来自体积线圈和环形线圈的复合 B_1^+ 图进行计算, $AR \times e^{i\Delta\phi} \times B_1^+$ (体积线圈)+ B_1^+ (环形线圈)。目标切片 $S_{\text{目标}}$,或多个切片上的绝对组合 B_1^+ ($|B_1^+|$)分布信息可被用于将如标准偏差、空间最大 $|B_1^+|$ 与空间最小 $|B_1^+|$ 的比值和特定能量吸收率(SAR)水平等的准则参数作为各种AR和 $\Delta\phi$ 的函数来计算。

[0081] 在动作909期间,过程可确定包括用于匀场设置的AR和 $\Delta\phi$ 的对应值的匀场设置(例如,RF匀场设置)。为确定用于匀场设置的AR和 $\Delta\phi$ 的值,在需要时和/或通过系统设置时,该过程可分析来自步骤907的统计和其它信息并且确定:(1)目标切片上的最小 $|B_1^+|$ 标准偏差;和/或(2)目标切片上的(最大 $|B_1^+|$)与(最小 $|B_1^+|$)的最小比值,和/或(3)最小SAR水平条件,或(4)这些方面的加权组合。随后,过程可确定用于目标切片上的最小 $|B_1^+|$ 标准偏差和/或(最大 $|B_1^+|$)与(最小 $|B_1^+|$)的最小比值的确定值的AR和 $\Delta\phi$ 的对应值。匀场设置随后可被设置为AR和 $\Delta\phi$ 的这些值。对于具有 $AR=1$ 和 $\Delta\phi=0$ 的匀场设置的示例,体积线圈和环形线圈可独立地以相同的幅值和为0的相对相位进行激励。在完成动作909之后,过程可继续到动作911。

[0082] 在动作911期间,该过程可确定参数中的一个或多个。这些参数可包括:目标切片上的组合均值 $|B_1^+|$,其为来自动作909中的所确定的匀场设置AR和 $\Delta\phi$ 的目标切片上的平均的组合 $|B_1^+|$;最终特定吸收率(SAR),其可从系统存储器中的对应于来自动作911的匀场设置AR和 $\Delta\phi$ 的查找表获得(SAR可针对所有可能的各种匀场设置进行预计算并且作为查找表存储在系统存储器中,或者在对应于来自动作909的匀场设置的实时扫描中进行计算);和针对以上在动作909期间确定的匀场设置(例如,AR和 $\Delta\phi$)的用于 V_1 和 V_2 的发射功率(幅值)。组合均值 $|B_1^+|$ 、最终SAR估值和用于 V_1 和 V_2 的发射功率可基于与用于目标切片或多个切片的匀场设置(例如,AR和 $\Delta\phi$)相关联地存储的信息加以确定。因此,已知匀场设置,该过程可获得组合均值 $|B_1^+|$ 、最终SAR和/或用于 V_1 和 V_2 的发射功率中的一个或多个的相关联值。在完成动作911之后,该过程可继续到动作913。

[0083] 在动作913期间,该过程可进一步调整发射功率(例如, V_1 和 V_2 的值),使得最终SAR、组合均值 $|B_1^+|$ 和放大器发射功率中的一个或多个在对应的阈值内。作为选择,在需要时,可改变比如重复时间和在给定重复时间内的切片数目的其它扫描参数以操纵最终SAR水平。

例如,过程可从系统的存储器获得用于发射功率限值(例如, $V_{1\text{阈值}}$ 和 $V_{2\text{阈值}}$)、SAR阈值($SAR_{\text{阈值}}$)和组合均值 $|B_1^+|$ 阈值或目标 $|B_1^+|$ ($|B_1^+|_{\text{阈值}}$)的阈值。随后,过程可基于以上值与其对应阈值的比较结果来调整信号参数,如发射功率。例如,该过程可执行加权而使得某些比较具有增加的重要性的以下比较。例如,可首先执行比另一比较(例如,具有较低权重的另一比较)权重较高的比较。反过来,可在具有较高权重的比较之后执行比另一比较权重较低的比较。比较、动作和/或权重可通过用户和/或系统设置并且存储在系统的存储器中供稍后使用。例如,该过程可获得比如下面的表1中所示的比较表,该比较表存储在系统的存储器中并且该比较表可由用户设置和/或重置。该过程随后可进行表中所列的确定项,并且如果判定发生了确定项(例如,确定项为真或当发现发生了确定项时),则该过程可根据对应的权重执行对应的动作。权重越高,则该权重更重要。因此,如果第一确定项具有4的权重并且第二确定项具有10的权重,则第二确定项可优先于第一确定项。

[0084] 表1 (作为实现的一个示例)

[0085]

比较 (确定项)	动作	权重	注释
	如果确定项是肯定的(例如,真),则执行动作	权重	
$V_1 > V_{1\text{ 阈值}}$	$V_1 = V_1 - \Delta V$ $V_2 = V_2 - V_2/V_1 \times \Delta V$	10	V_1 减少 ΔV , V_2 减少 $V_2/V_1 \times \Delta V$
$V_1 < V_{1\text{ 阈值}}$	$V_1 = V_1 + \Delta V$ $V_2 = V_2 + V_2/V_1 \times \Delta V$	10	V_1 增加 ΔV V_2 增加 $V_2/V_1 \times \Delta V$
$V_1 \approx V_{1\text{ 阈值}}$	$V_1 = V_1$	10	V_1 保持相同/无动作(如大致相等,则同样)
$V_2 > V_{2\text{ 阈值}}$	$V_2 = V_2 - \Delta V$ $V_1 = V_1 - V_1/V_2 \times \Delta V$	10	V_2 减少 ΔV V_1 减少 $V_1/V_2 \times \Delta V$
$V_2 < V_{2\text{ 阈值}}$	$V_2 = V_2 + \Delta V$ $V_1 = V_1 + V_1/V_2 \times \Delta V$	10	V_2 增加 ΔV V_1 增加 $V_1/V_2 \times \Delta V$
$V_2 \approx V_{2\text{ 阈值}}$	$V_2 = V_2$	10	V_2 保持相同/无动作(如

			大致相等，则同样)
组合均值 $ B_1^+ > B_1^+ _{\text{阈值}}$	$V_1 = V_1 / (B_1^+ / B_1^+ _{\text{阈值}})$ $V_2 = V_2 / (B_1^+ / B_1^+ _{\text{阈值}})$	10	V_1 和 V_2 减少 $(B_1^+ / B_1^+ _{\text{阈值}})$ 倍
组合均值 $ B_1^+ < B_1^+ _{\text{阈值}}$	$V_1 = V_1 \times (B_1^+ / B_1^+ _{\text{阈值}})$ $V_2 = V_2 \times (B_1^+ / B_1^+ _{\text{阈值}})$	10	V_1 和 V_2 增加 $(B_1^+ / B_1^+ _{\text{阈值}})$ 倍，并且如果它们满足限值，则返回重新检查 V_1 和 V_2
组合均值 $ B_1^+ \approx B_1^+ _{\text{阈值}}$	$V_1 = V_1$ 和 $V_2 = V_2$	10	无动作
[0086] SAR 限值 $>$ SAR 阈值	$V_1 = V_1$ 和 $V_2 = V_2$	10	减小尖角，或减小切片数目，或增加扫描重复时间
SAR 限值 $<$ SAR 阈值	$V_1 = V_1$ 和 $V_2 = V_2$	10	无动作
SAR 限值 $\approx$ SAR 阈值	$V_1 = V_1$ 和 $V_2 = V_2$	10	无动作
...	...	...	...

[0087] 在完成动作913之后，该过程可继续到动作915。

[0088] 在动作915期间，该过程可初始化用于多发射扫描的参数(例如，执行多发射扫描初始化)。因此，该过程可根据在以上所述的多发射预扫描操作期间得出的比如确定的匀场设置(例如，AR和 $\Delta\phi$)、确定的发射功率(例如， V_1 和 V_2 的值)等的设置来设定用于多发射扫描的操作参数和/或设置。在完成动作915之后，过程可继续到动作917。

[0089] 在动作917期间，该过程可使用在动作915期间确定的设置初始化参数来执行多发射扫描操作。在这个动作期间，该过程可激励RF部分并且可根据本系统的实施方式获取磁共振信息。可理解的是，接收线圈的功能可在这个阶段通过专用的仅接收的线圈来执行，比如仅接收的线圈阵列，该仅结束的线圈被优化以用于目标解剖结构和应用，如本领域技术人员已知的。所获取的磁共振信息随后可例如被处理以重建图像(或多个图像)等。此后，重建的图像(或多个图像)可使用比如显示器和/或打印机的再现装置来再现，和/或存储在系统的存储器中供稍后使用。此外，在多发射扫描操作期间，如果需要，则该过程可进一步改变(例如，以调谐)操作参数和/或设置。在这个动作期间，该过程可利用当前过程期间生成的信息进一步更新历史信息。如果需要，则这个信息随后可用来进一步调谐系统。在完成动作917之后，该过程可继续到动作919，在动作919处该过程结束。

[0090] 现在将参照图10至图12C描述测试(模拟)结果，其中：图10示出根据本系统的实施方式的其中具有头部模型的RF线圈部分1021的时域有限差分(FDTD)数值模型(为清晰起见，在下文称为模型)的局部剖前透视图1000；图11示出根据本系统的实施方式的沿图10的模型的线11-11作出的头部模型和RF线圈部分1021的中心横向切片的图1100；图12A示出根据本系统的实施方式的仅利用体积线圈激励获取的用于切片(S)的归一化 $|B_1^+|$ 场(即， $|B_1^+$

$|B_1^+|_{\text{均值}}$ 的图1200A,其中 $|B_1^+|_{\text{均值}}$ 为切片(S)上的均值 $|B_1^+|$;图12B示出根据本系统的实施方式的仅利用环形线圈激励获取的用于切片(S)的 $|B_1^+|/|B_1^+|_{\text{均值}}$ 的图1200B;并且图12C示出根据本系统的实施方式的利用体积线圈和环形线圈激励获取的在 $|B_1^+|$ 匀场之后的用于切片(S)的 $|B_1^+|/|B_1^+|_{\text{均值}}$ 的图1200C。

[0091] 参照图10,RF线圈部分1021可类似于RF线圈部分121,且可包括分别类似于体积线圈122、环形线圈124和屏蔽罩138的体积线圈1022、环形线圈1024和屏蔽罩1038。RF线圈部分1021可由头部模型1001加载。体积线圈1022可具有约30cm的直径和约20cm的长度(例如, L_{vc})的长度。屏蔽罩1038可具有约35cm的直径和25.5cm的长度。环形线圈1024具有约32cm的直径和1.5cm的宽度(W_{rc})。

[0092] 线圈(例如,1024和1022)可被调谐至用于7特斯拉(7T)质子MRI的298MHz。然而,其它调谐值也被设想并且可基于MRI系统的主磁场值。可控制两个独立的发射信道(例如,分别是第一发射信道CH1和第二发射信道CH2)以根据本系统的实施方式驱动RF线圈部分1021的线圈(例如,1024和/或1022)。例如,第一信道和第二信道可各自包括一个放大器和正交混合电路以将RF功率相等地分裂至具有90°的渐进相移的线圈(例如,1022和1024)中的每一个的四个端口,例如结合图6所描述的)。因此,当通过对应信道(例如,CH1、CH2)驱动时,每一线圈(例如,分别是1022和1024)可被正交地驱动。替代性地,四个独立的发射信道可各自包括一个放大器和一个循环器,例如结合图7所描述的。此外,当环形线圈1024未被驱动(例如,没有RF功率经由CH2发射至环形线圈1024)时,体积线圈1022可充当常规的鸟笼型线圈,并且可获得常规的鸟笼型线圈的所有益处。然而,当环形线圈1024被驱动(例如,CH2发射RF功率以驱动环形线圈1024)时,由环形线圈1024生成的 B_1^+ 场可用来改善位于体积线圈1022内的扫描体积内(如患者101的头部内)的整个 B_1^+ 场的均匀性。不同于常规的多信道发射技术,当使用正交混合电路时,如结合图6所描述的,循环器的使用可能是不必要的,因为正交混合器的第四端口可用来发送反射功率使其远离RF放大器,如本领域中已知的。

[0093] 参照图11,相对于用于参照的RF线圈部分1021示出了头部模型1001的中心横向切片。切片(S)可大致上位于体积线圈1022的中平面处(例如,在 $L_{vc}/2$ 处)。现在将参照图12A至图12C论述用于具有图11中所示的切片位置的中心横向切片(S)的 $|B_1^+|$ 匀场。最佳 $|B_1^+|$ 匀场可通过经由独立地改变体积线圈发射信道(例如,参见CH1,图6)和环形线圈发射信道(例如,参见CH2,图6)而使选定的切片(例如,当前实施方式中的切片(S))中的 $|B_1^+|$ 场标准偏差最小化来实现。

[0094] 根据用头部模型、体积线圈模型和环形线圈模型进行的FDTD数值计算,对于在头部模型中的吸收总平均功率为1W而言,已发现中心切片处的 $|B_1^+|_{\text{均值}}$ 为:对于仅利用体积线圈激励(例如,参见,图12A)而言是0.49 μ T;对于仅利用环形线圈激励(例如,参见,图12B)而言是0.13 μ T;且对于利用体积线圈和环形线圈激励两者(例如,参见,图12C)的最佳 $|B_1^+|$ 匀场而言是0.28 μ T。在图12C中,对于最佳 $|B_1^+|$ 匀场而言,用于体积线圈的激励电压与用于环形线圈的激励电压的幅值比值为 ~ 0.7 ,其中 $\Delta\phi = 160^\circ$ 。参照图12A,根据利用头部模型、体积线圈模型和环形线圈模型进行的FDTD数值计算,当仅激励体积线圈(例如,1022)时,头部模型的中心横向切片中的 $|B_1^+|$ 场图案类似于在7T下的常规鸟笼线圈,其中 $|B_1^+|$ 是极不均匀的,在图1200的中心区域中具有较高 $|B_1^+|$ 的“亮点”。

[0095] 参照图12B,可看出,在相同的中心横向切片中,由环形线圈1024生成的 $|B_1^+|$ 具有

与由体积线圈1022产生的那个 $|B_1^+|$ 相比极不同且稍微互补的图案,这可用来利于 $|B_1^+|$ 匀场。

[0096] 参照图12C,示出了在执行最佳 $|B_1^+|$ 匀场设置以调整用于体积线圈和环形线圈的激励电压源的相对幅值和/或相位之后的 $|B_1^+|$ 图案。对于比较, $|B_1^+|$ 标准偏差(归一化的)对于仅体积线圈激励而言是0.21。通过改变用于体积线圈和环形线圈两者的激励电压源的相对幅值和/或相位, $|B_1^+|$ 偏差可对于体积线圈和环形线圈激励而言同时减少至约0.08,这大约从仅使用(正交)体积线圈激励(如图12A中所示)的示例减少了62%。切片(S)的中心区域中的 $|B_1^+|$ 亮点几乎被匀除(比较图12A和图12C)。类似地,设想到可在较厚平板上和/或在其它横向、矢状和/或冠状切片上执行 $|B_1^+|$ 匀场,以减少 $|B_1^+|$ 的不均匀性并且改善图像品质。

[0097] 图13示出根据本系统的实施方式的系统1300的一部分。例如,本系统的一部分可包括在操作上联接至存储器1320的处理器1310(例如,控制器)、包括比如显示器1330的再现装置的用户接口(UI)、传感器1340、RF部分1360、磁性线圈1392和用户输入装置1370。存储器1320可以是用于存储应用数据以及与所描述的操作有关的其它数据的任何类型的装置。应用数据和其它数据由处理器1310接收以用于配置(例如,编程)处理器1310而根据本系统执行操作动作。如此配置的处理器1310成为尤其适合于根据本系统的实施方式执行的专用机器。

[0098] 操作动作可包括通过例如根据系统设置控制磁性线圈1392和/或RF部分1360来配置MRI系统。如果需要,则任选的定位机构可控制患者和/或RF部分1360的物理位置(例如,在x轴、y轴和z轴上)。RF部分1360可被处理器1310控制以控制比如RF传输线圈和RF接收线圈的RF转换器,以及比如调谐/失谐和同步化状态的RF状态(模式)。RF部分1360可包括有线型和/或无线型RF部分。磁性线圈1392可包括主磁性线圈、梯度线圈(G_R)(例如,x梯度线圈、y梯度线圈和z梯度线圈)、任选的较高阶梯度匀场线圈,并且可被控制以沿预期的方向和/或强度发出主磁场(B_0)和/或梯度场(例如, G_x 、 G_y 和 G_z)。处理器1310可控制一个或多个电源以向磁性线圈1392提供电力,使得在预期的时间发出所需要的磁场。可控制RF部分1360以发射RF脉冲并且接收所获取的磁共振信息。重建器可处理接收的信号,比如包括获取的磁共振(MR)信息的ARF信号,并且将信号变换(例如,使用本系统的实施方式的一个或多个重建技术)成包括能再现于例如系统的UI上(如显示器1330、扬声器、打印机等上)的图像信息(例如,静止图像或视频图像(例如,视频信息))、数据和/或图表的内容。此外,该内容随后可存储在系统的存储器(如存储器1320)中供稍后使用。因此,操作动作可包括例如从所获取的磁共振信息获得的重建图像信息的内容的请求、提供和/或再现。处理器1310可将比如视频信息的内容再现于比如系统的显示器的系统的UI上。如果需要,则可提供同步化部分以使RF部分1360的时钟与系统时钟同步。

[0099] 用户输入1370可包括键盘、鼠标、轨迹球或其它装置,比如触敏显示器,其可以是独立的或系统的一部分,比如个人计算机、个人数字助理(PDA)、移动电话(例如,智能电话)、监视器、智能终端或哑终端或用于经由比如有线和/或无线通信链路的任何可操作链路与处理器1310通信的其它装置的一部分。用户输入装置1370可以可操作地用于与处理器1310交互,包括实现在如本文所描述的UI内的交互。明显地,处理器1310、存储器1320、显示器1330和/或用户输入装置1370可全部或部分计算机系统或比如客户端和/或服务端的

其它装置的一部分。

[0100] 本系统的方法尤其适于通过计算机软件程序来执行,这种程序包含对应于由本系统描述和/或设想到的单独步骤或动作中的一个或多个的模块。这种程序当然可体现在比如集成芯片的非暂时性计算机可读介质、外围装置或比如存储器1320或联接至处理器1310的其它存储器的存储器中。

[0101] 包含于存储器1320中的程序和/或程序部分可配置处理器1310以实现本文公开的方法、操作动作和功能。存储器可以例如分布在客户端和/或服务器之间,或是本地的,并且在可提供额外处理器的情况下,处理器1310也可以是分布式的或可以是单个的。存储器可实现为电存储器、磁性存储器或光存储器,或这些或其它类型的存储装置的任何组合。此外,术语“存储器”应足够广泛地解释以涵盖能够从处理器1310可存取的可访问空间中的地址或写入该地址的任何信息。在这个定义下,经由网络可存取的信息仍在存储器内,例如,因为处理器1310可从网络检索信息以用于根据本系统的操作。

[0102] 处理器1310可操作以提供控制信号和/或响应于来自用户输入装置1370的输入信号以及响应于网络的其它装置执行操作,并执行存储在存储器1320中的指令。处理器1310可包括微处理器、专用或通用集成电路、逻辑器件等中的一个或多个。此外,处理器1310可以是用于根据本系统执行的专用处理器或可以是通用处理器,其中仅许多功能中的一个用于根据本系统执行操作。处理器1310可利用程序部分、多个程序段操作,或可以是利用专用或多用途集成电路的硬件装置。本系统的实施方式可提供快速成像方法以获取和/或重建图像。适合的应用可包括成像系统,如MRI系统。

[0103] 因此,本系统的实施方式可提供由两个不同线圈类型组成并且相较于常规RF T/R线圈具有较高功率效率的体积型RF线圈,并且可提供增强的 B_1^+ 匀场。例如,本系统的实施方式可提供适合于在具有增强的 B_1^+ 场分布的比如7T的超高场处使用的T/R线圈。这可克服常规RF T/R线圈的缺点,常规RF T/R线圈可具有由于增加的电介质(波长)效应造成不均匀的 B_1^+ 场分布的缺点。此外,根据本系统的实施方式,可提供RF T/R线圈驱动器,该RF T/R线圈驱动器使用两个或两个以上独立T/R信道以驱动根据本系统的实施方式形成的线圈而改善 B_1^+ 的均匀性。

[0104] 此外,尽管本系统的实施方式可被描述为根据比如7T MRI的超高场MRI进行操作,但是应理解的是,本系统的实施方式可在其它场强和/或操作频率下进行操作。

[0105] 虽然已参照具体的示例性实施方式示出和描述了本发明,但是本领域技术人员将理解,本发明不限于此,而是可在不脱离本发明的精神和范围的情况下在其中做出形式和细节上的各种改变,包括各种特征和实施方式的组合。

[0106] 本系统的其它变化将容易被本领域普通技术人员想到,并且被涵盖于下面的权利要求。

[0107] 最后,以上论述旨在说明本系统,不应被解释为将所附权利要求限于任何具体实施方式或实施方式群组。因此,虽然已参照示例性实施方式描述了本系统,但是还应理解,许多修改和替代性实施方式可在不脱离如以下权利要求中给出的本系统的较宽泛和预期的精神和范围的情况下由本领域的普通技术人员设计出。另外,包括于本文中的章节标题旨在便于审阅,并非旨在限制本系统的范围。因此,说明书和附图将以图示说明的方式加以考虑,并非旨在限制所附权利要求的范围。

[0108] 包括于本文中的章节标题旨在便于审阅,并非旨在限制本系统的范围。因此,说明书和附图将以图示说明的方式加以考虑,并非旨在限制所附权利要求的范围。

[0109] 在解释所附权利要求时,应理解:

[0110] a) “包括”一词并不排除在给定权利要求中所列的那些以外的其它元件或动作的存在;

[0111] b) 元件之前的“一个(“a”或“an”)”一词不排除多个这种元件的存在;

[0112] c) 权利要求书中的任何附图标记都不限制其范围;

[0113] d) 若干“装置”可由同一物品或硬件或软件实现的结构或功能来表示;并且

[0114] e) 所公开的元件中的任一个可包括硬件部分(例如,包括离散和集成的电子电路)、软件部分(例如,计算机程序)及其任何组合;

[0115] f) 硬件部分可包括模拟部分和数字部分中的一个或两个;

[0116] g) 所公开的装置或其部分中的任一个可与另外的部分组合在一起或与另外的部分分离,除非以其它方式特别陈述;

[0117] h) 动作或步骤的具体序列并不是旨在需要的,除非特别指明;

[0118] i) 术语“多个”元件包括所称的元件中的两个或两个以上,并且并不暗示元件数目的任何具体范围;也就是说,多个元件可以少至两个元件,并且可包括不可测数目的元件;并且

[0119] j) 术语和/或其构词要素应被理解为意味着仅所列元件中的一个或多个可能需要在根据权利要求记载和根据本系统的一个或多个实施方式的系统中适当地存在。

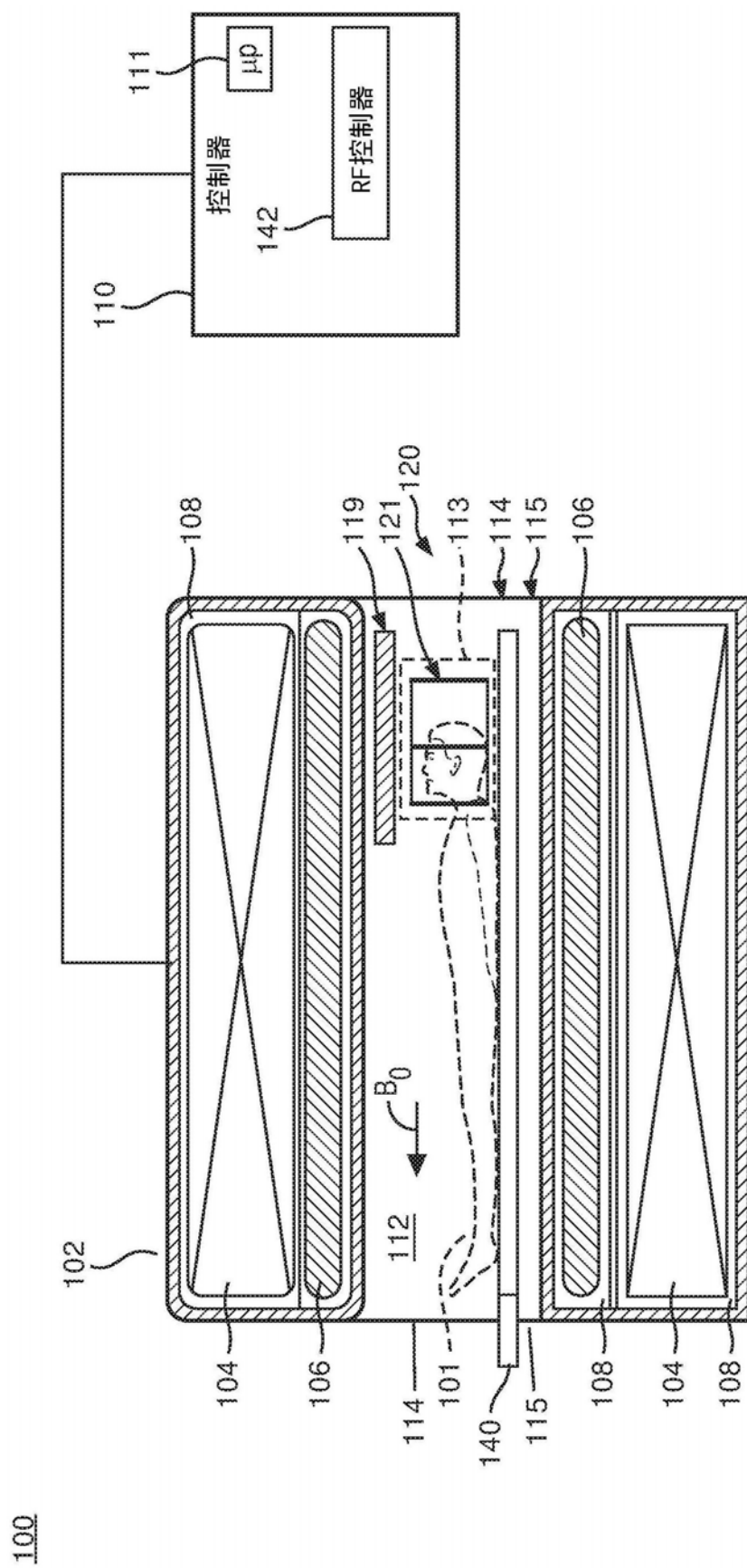


图1

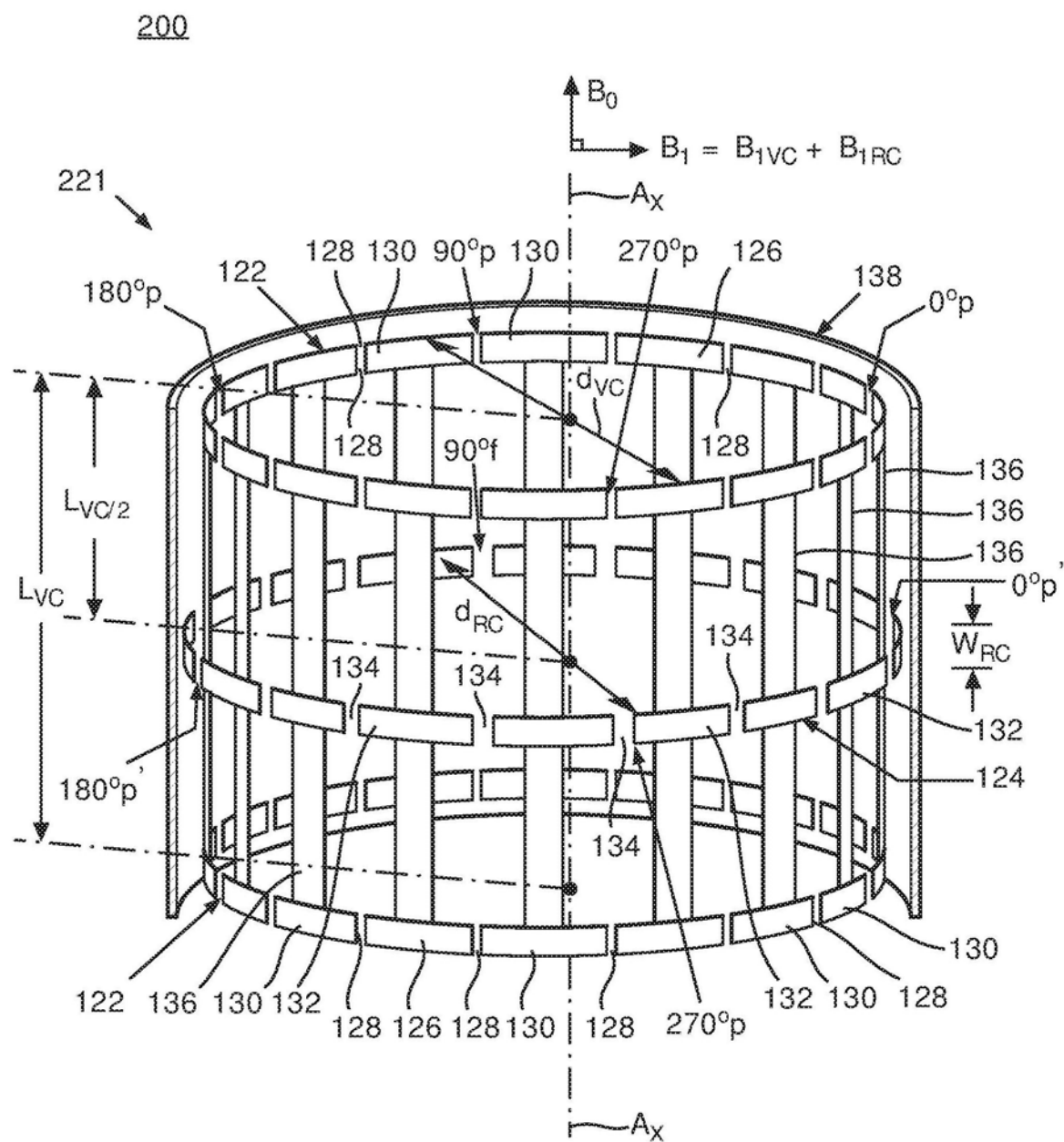


图2

221

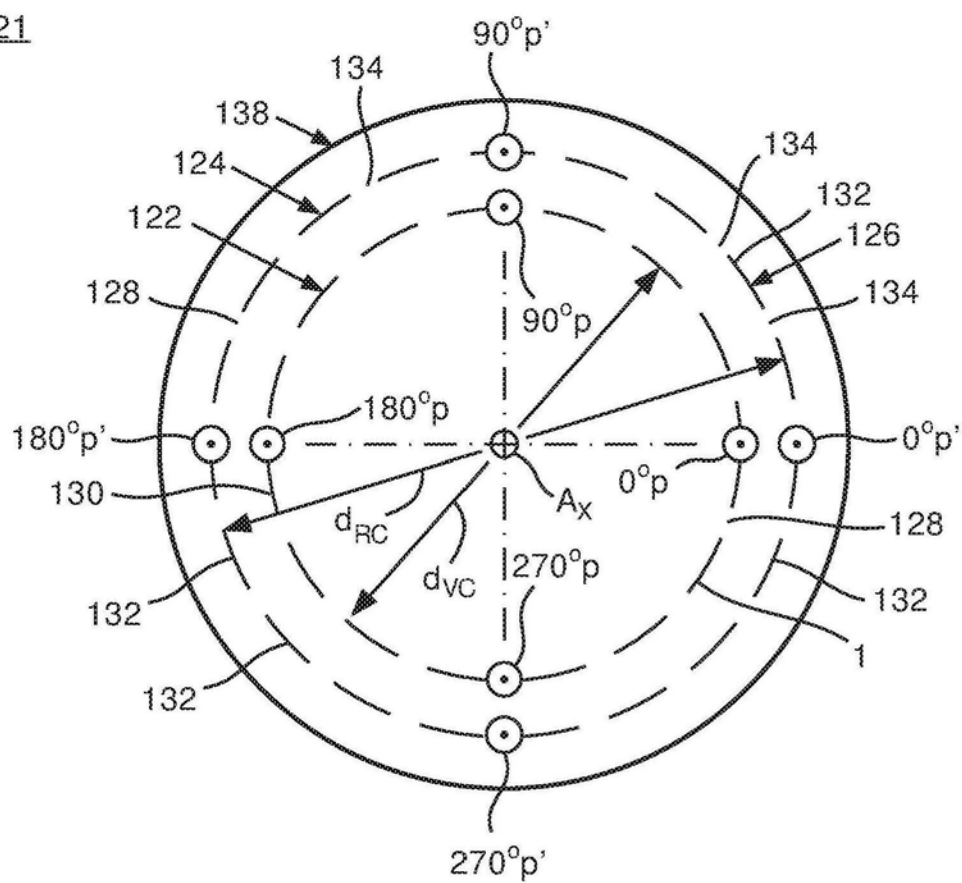


图3

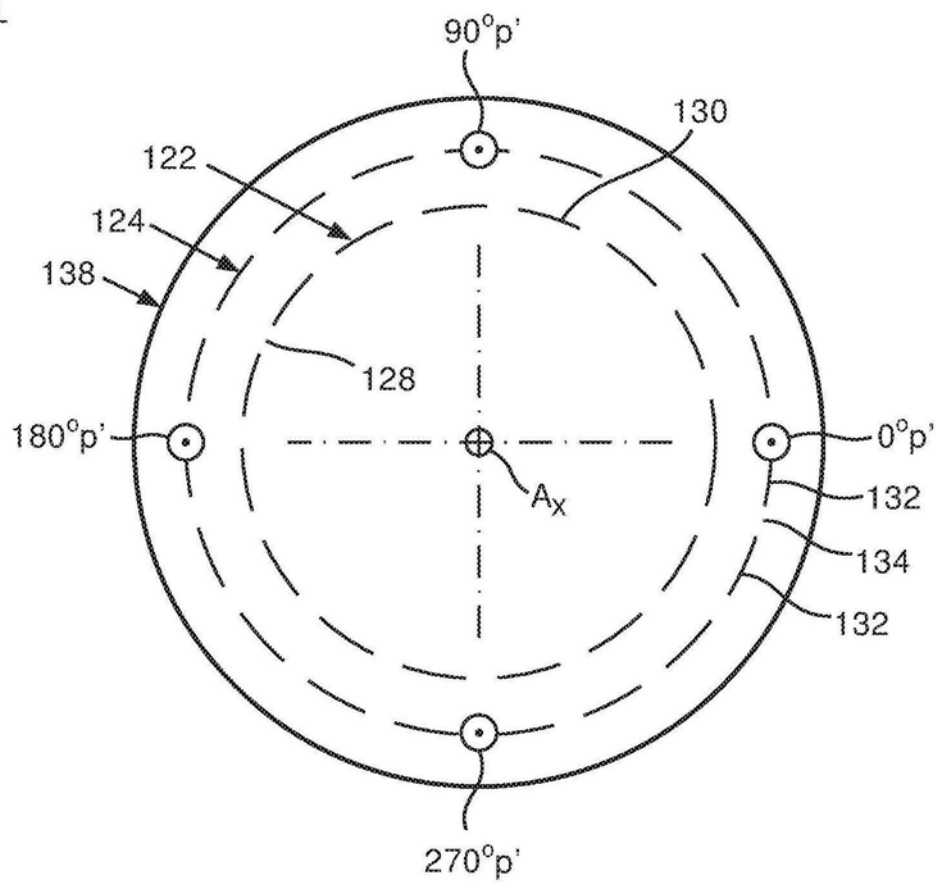
221

图4

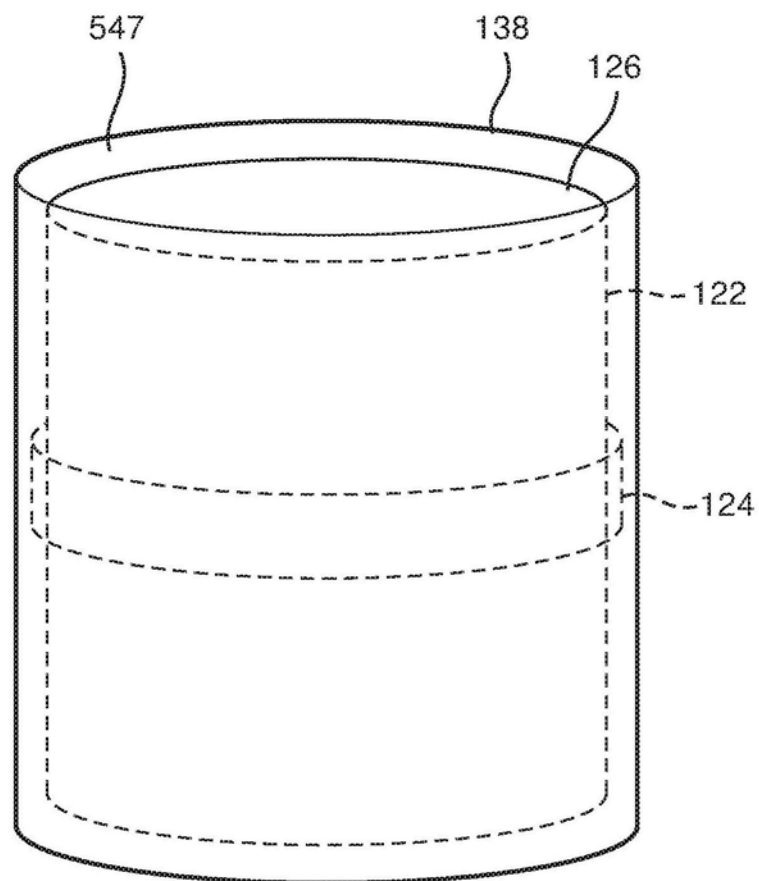
221

图5

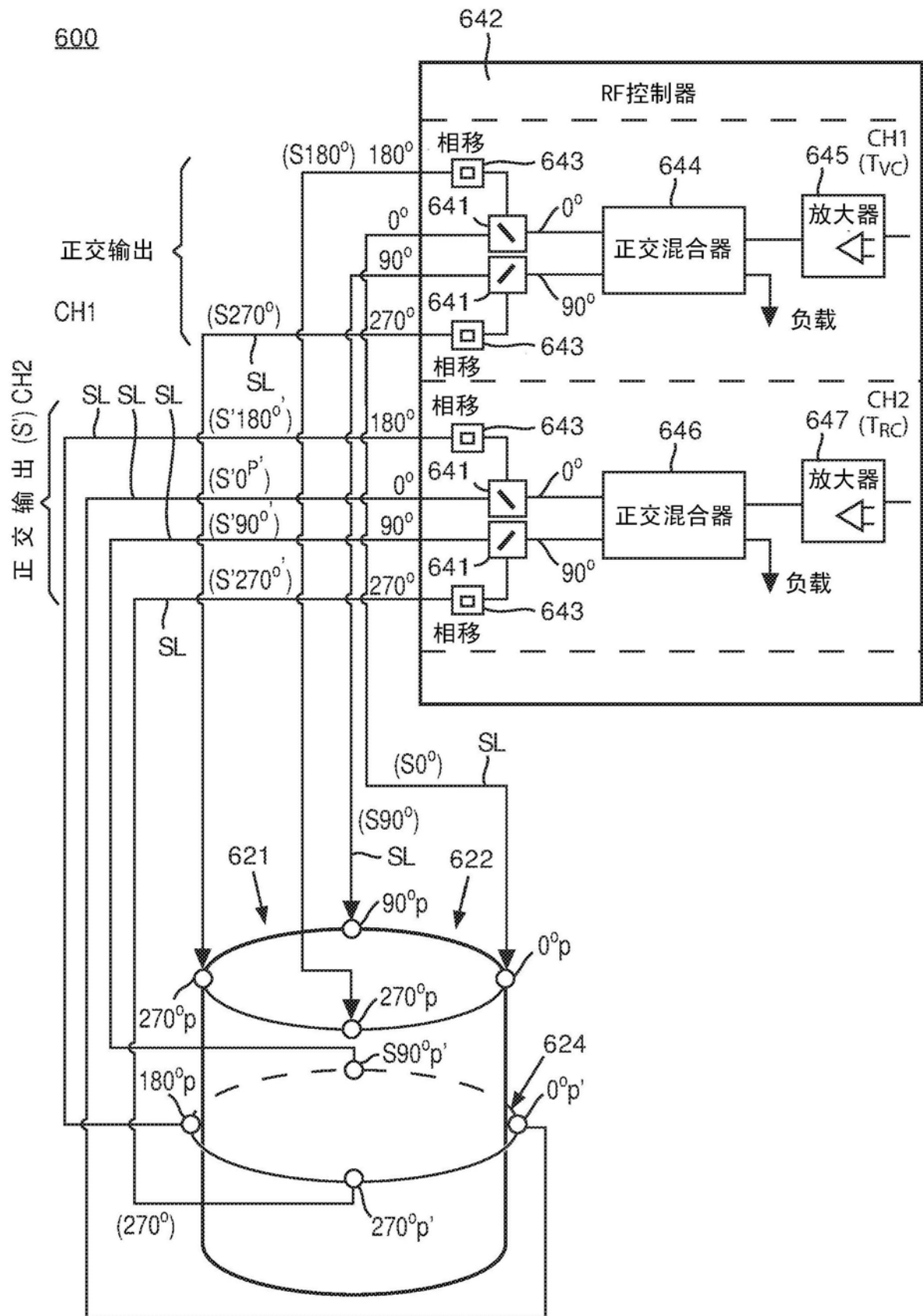


图6

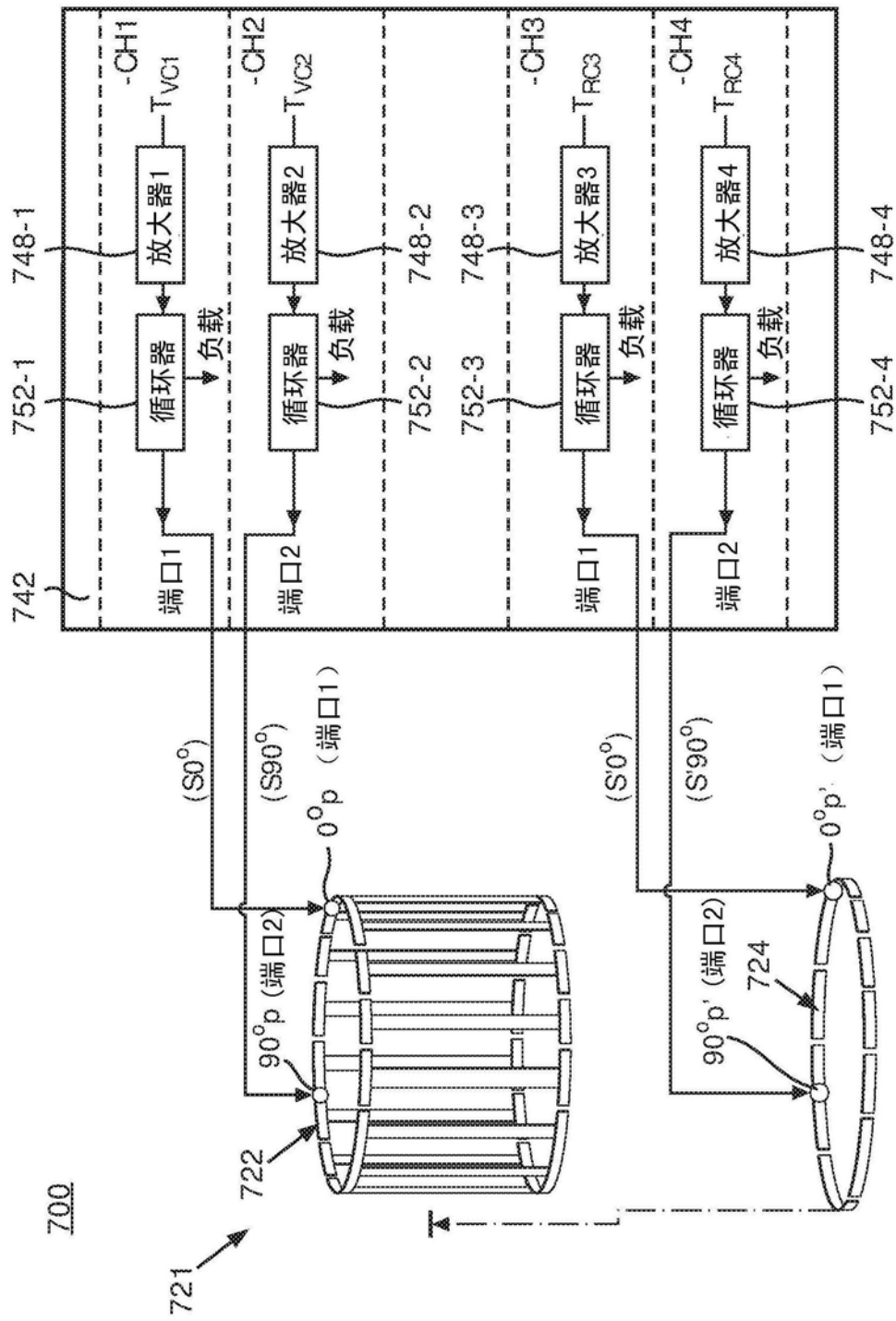


图7

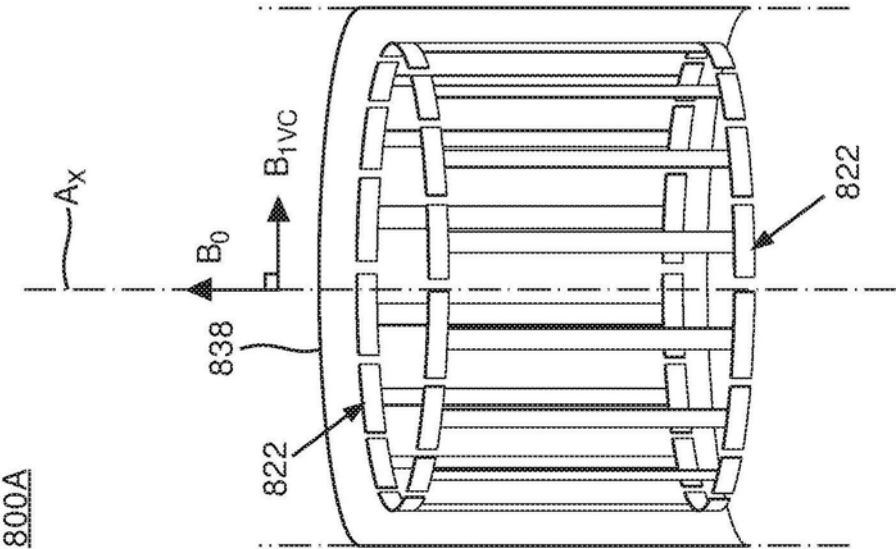


图8A

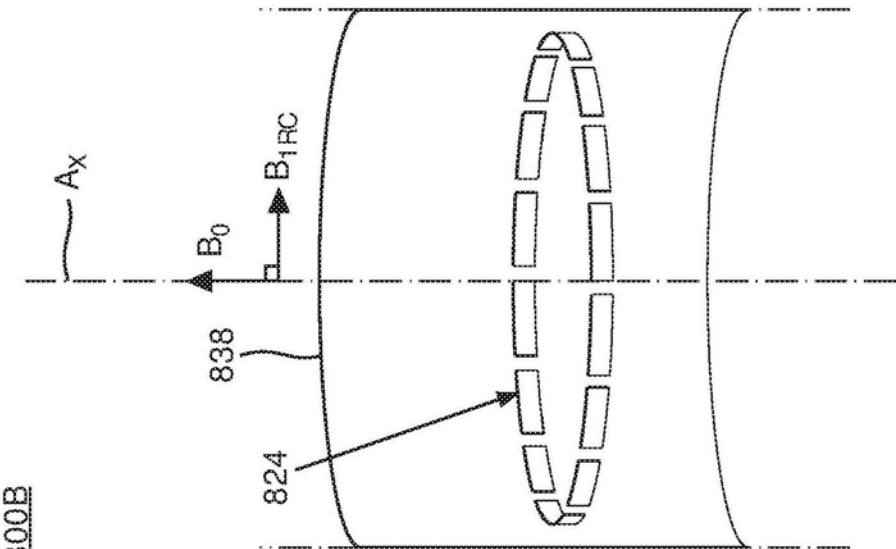


图8B

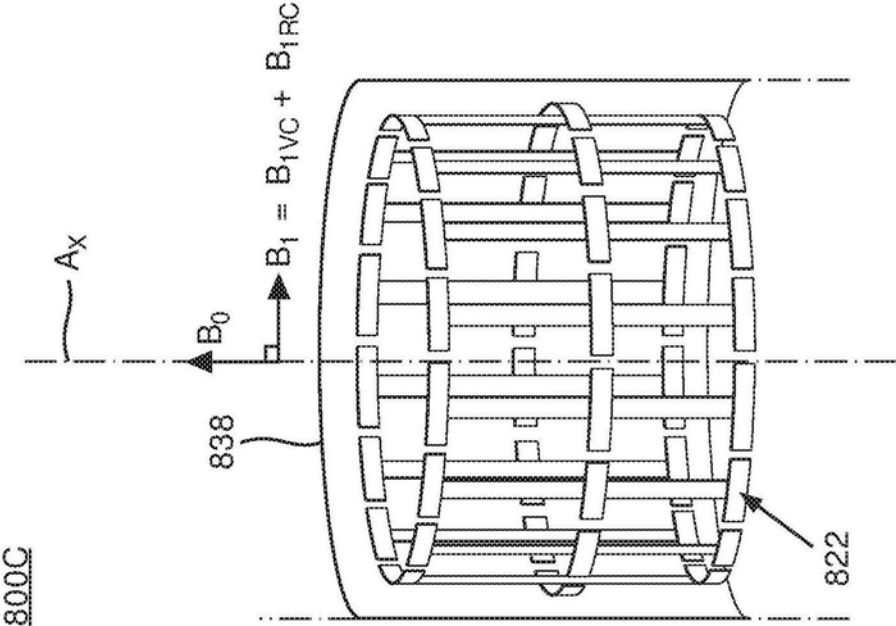


图8C

900

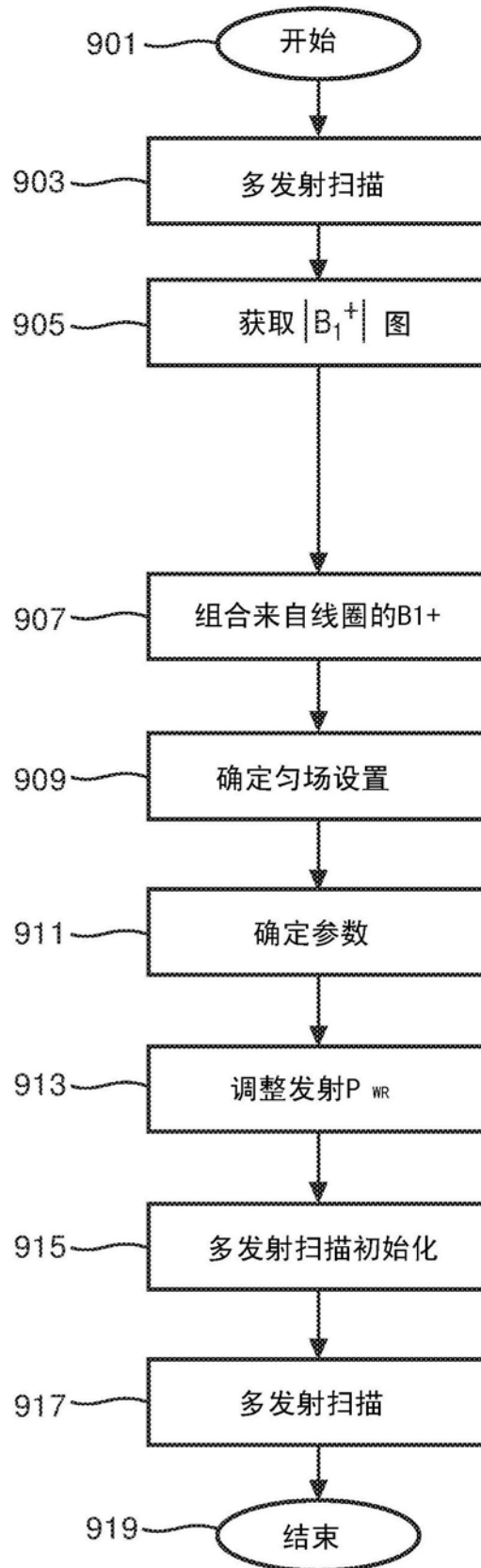


图9

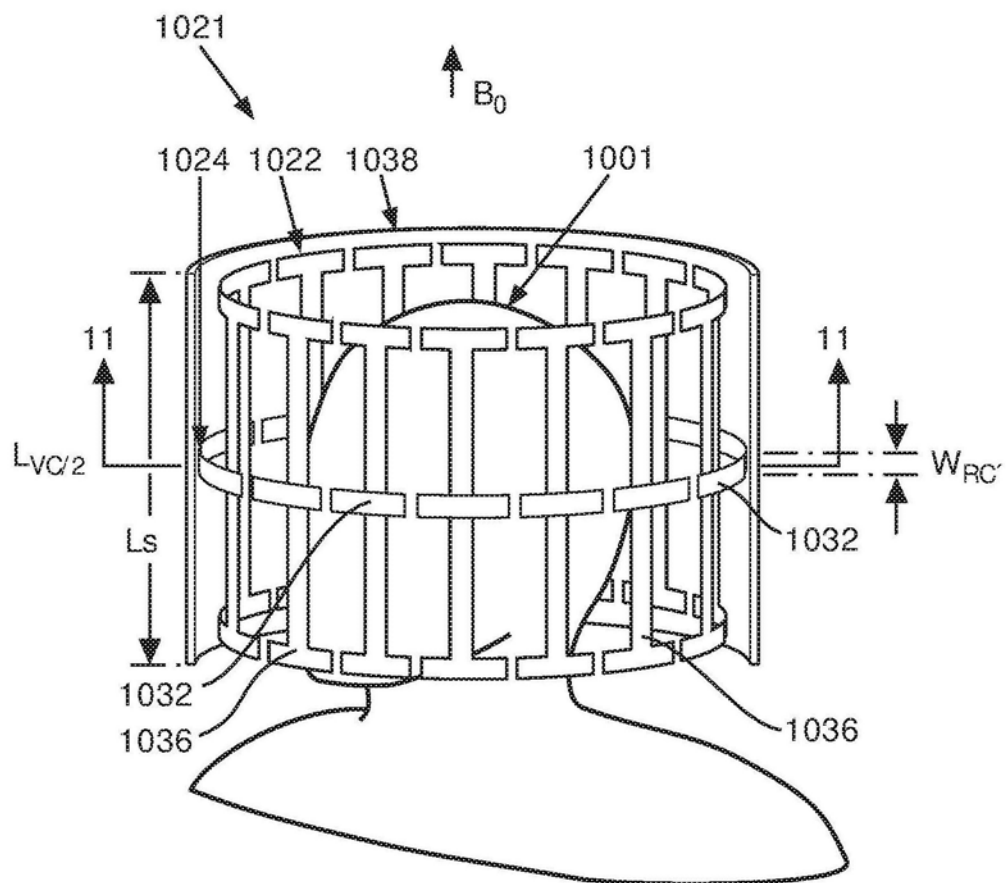
1000

图10

1100

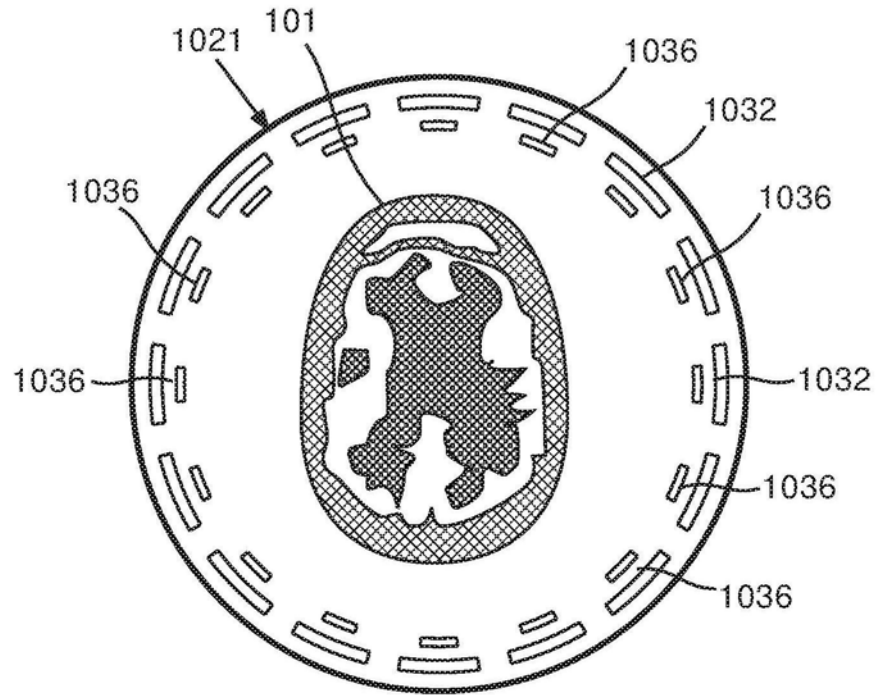


图11

1200A

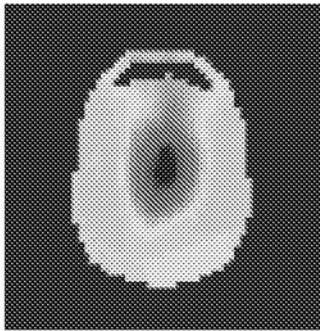


图12A

1200B

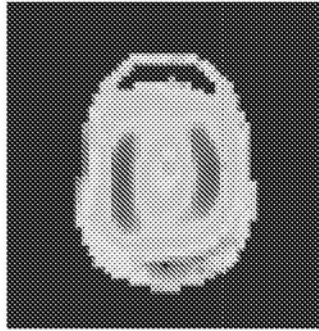


图12B

1200C

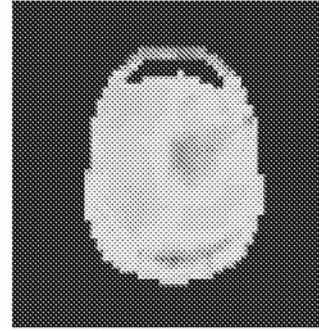
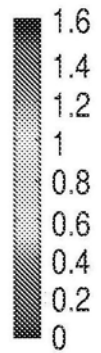


图12C



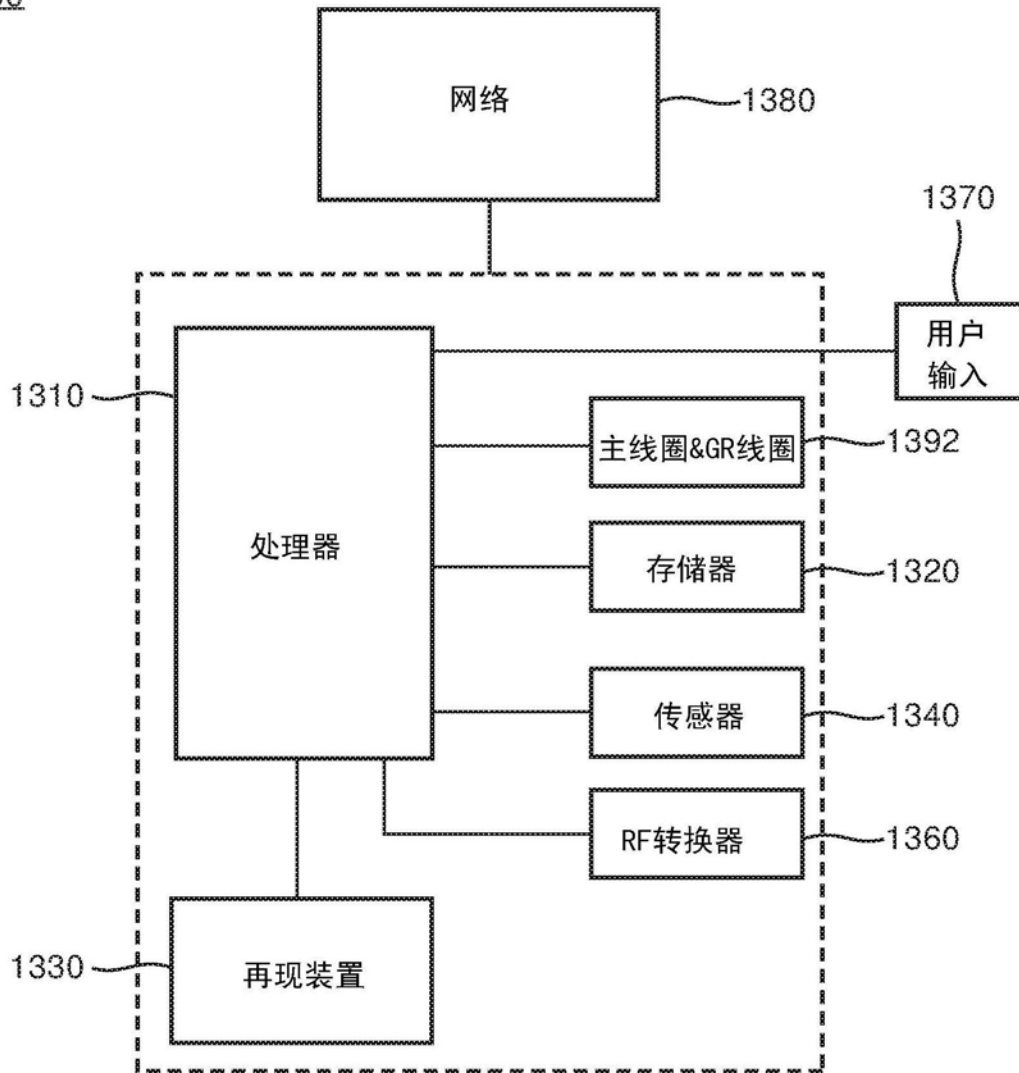
1300

图13