



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03123815.7

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 100437137C

[22] 申请日 2003.5.16 [21] 申请号 03123815.7

[30] 优先权

[32] 2002.5.17 [33] US [31] 10/063843

[73] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 R·F·李

[56] 参考文献

JP2001-128956A 2001.5.15

US5144241A 1992.9.1

US4769605A 1988.9.6

US5973495A 1999.10.26

US4975644A 1990.12.4

JP3216938B2 2001.10.9

CN1076566A 1993.9.22

CN1310345A 2001.8.29

CN1183143A 1998.5.27

US5489847A 1996.2.6

Mutual coupling effects correction in microstrip arrays for direction - of - arrival (DOA) estimation. Segovia. Vargas D., Martin. Cuervo R., Sierra. Perez M. Microwaves, Antennas and Propagation, IEE Proceedings, Vol. 149 No. 2. 2002

审查员 隋欣

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王岳梁 永

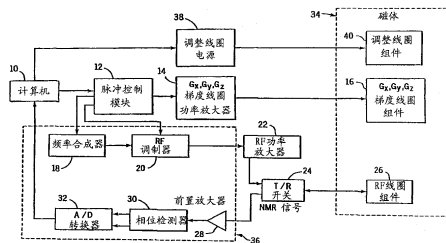
权利要求书 1 页 说明书 14 页 附图 7 页

## [54] 发明名称

用于对磁共振成像的射频检测器阵列去耦的方法和装置

## [57] 摘要

在磁共振成像(MRI)系统中使用的射频(RF)检测器阵列组件包括至少一个RF检测器阵列(410),其中该阵列具有用于从MRI系统中同时采集射频(RF)信号的多个RF检测器元件,以及包括与该多个检测器元件中的每个检测器元件耦合以使每个检测器元件与其余的检测器元件去耦的去耦接口(420)。本发明还提供了在磁共振成像(MRI)系统中使射频(RF)检测器阵列元件去耦的方法。该方法包括如下的步骤:提供至少一个RF检测器阵列(410),其中该检测器阵列具有多个RF检测器元件,以及提供与该多个检测器元件中的每个检测器元件耦合以使每个检测器元件与其余的检测器元件去耦的去耦接口(420)。



1. 一种用于磁共振成像系统中的射频检测器阵列组件，其特征在于，它包含：

至少一个射频检测器阵列，所述阵列具有用于从磁共振成像系统中同时采集射频信号的多个射频检测器元件；和

去耦接口，该去耦接口与所述多个检测器元件中的每个检测器元件耦合以使每个检测器元件与其余的检测器元件去耦；

其中至少一个阵列包括：

与导电接地平面平行的多个导电结构；

多个电容器，其中，至少一个电容器从每个导电结构并联到接地平面以调节每个导电结构的相应的电长度，并且

其中，每个导电结构、至少一个相应的电容器和接地平面的组合形成以所选频率进行谐振的谐振器。

2. 一种在磁共振成像系统中使射频检测器阵列元件去耦的方法，该方法包括如下的步骤：

提供至少一个射频检测器阵列，所说的检测器阵列具有多个射频检测器元件，以及

提供去耦接口，该去耦接口与所说的多个检测器元件中的每个检测器元件耦合以使每个检测器元件与其余的检测器元件去耦；

其中射频检测器的一个阵列包括：

与导电接地平面平行的多个导电结构；

多个电容器，其中，至少一个电容器从每个导电结构并联到接地平面以调节每个导电结构的相应的电长度，并且

其中，每个导电结构、至少一个相应的电容器和接地平面的组合形成了以所选择的频率谐振的谐振器。

3. 如权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述射频检测器阵列进一步包括在每个带内与多部分串联连接的多个电容器。

4. 如权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述射频检测器阵列进一步包括在每个带和相应的相邻的带之间互连的多个电容器。

## 用于对磁共振成像的射频检测器阵列去耦的方法和设备

### 技术领域

一般地说本发明涉及磁共振成像 (MRI)，更具体地说涉及对用于 MRI 的射频 (RF) 检测器阵列去耦。

### 背景技术

一般地，MRI 是十分公知的成像技术。常规的 MRI 装置例如沿着要进行 MRI 的人体的轴线建立均匀的磁场。这种均匀的磁场通过使原子核（在形成人体组织的原子和分子内）的核自旋沿着磁场的轴线对齐调节人体内部以进行成像。如果核自旋的取向被扰乱而不与磁场对齐，则原子核试图使它们的核自旋与磁场的轴线重新对齐。通过施加射频 (RF) 脉冲可以使核自旋的取向扰乱。在重新对齐的过程中，原子核绕磁场轴线进动并发射电磁信号，通过放置在人体周围或其上的一个或多个线圈可以检测这种电磁信号。

通过给定的进动的原子核发射的磁共振 (MR) 信号的频率取决于在原子核位置上的磁场的强度。正如本领域十分公知的是，通过在人体上给该磁场施加磁场梯度可以辨别来自人体内的不同位置的辐射。为方便的缘故，将这个磁场梯度的方向称为左右方向。假设特定的频率的辐射源自磁场梯度中的给定位置，即在人体内给定的左右位置。施加这种磁场梯度也称为频率编码。

但是，施加磁场梯度并没有二维分辨率，这是因为在给定的左右位置上的所有的原子核都经历相同的磁场强度，并因此发出相同的频率的辐射。因此，通过施加频率编码梯度本身并不能识别它是来自在给定的左右位置上人体的顶部的辐射还是来自它的底部的辐射。已经发现通过在垂直方向上施加变化强度的梯度由此以不同的量扰乱原子核的这种第二方向上可以获得分辨率。施加这种附加的梯度也称为相位编码。

在相位编码步骤中通过线圈感测的频率编码数据在称为 k-空间矩阵的数据矩阵中作为数据行存储起来。执行多相位编码步骤以填充 k-空间矩阵的多个行。通过执行该矩阵的傅立叶变换以将这种频率信息转换为表示原子核自旋的分布或者图像材料的原子核密度的空间信息可以从这种矩阵中产生图像。

成像时间是理想的信号噪声比 (SNR) 和 MRI 装置可以填充 k-空间矩阵的速度的主要因素。在常规的 MRI 中, 每次填充 k-空间矩阵一行。虽然在一般领域中已经作出了许多改进, 但是填充 k-空间矩阵的速度仍然受到限制。为克服这些固有的限制, 已经开发了几种技术来在每次施加磁场梯度时同时采集多行数据。这些技术的总的特征在于“并行成像技术”, 它们使用来自 RF 检测器线圈阵列的空间信息来替代编码, 否则必须使用磁场梯度和 RF 脉冲以顺序的方式获得该编码。已经示出了使用多种有效的检测器来增加成像速度, 而不增加梯度开关速率或者 RF 功率沉积。

最近已经研究出并应用于体内成像的两种并行成像技术是 SENSE (灵敏度编码) 和 SMASH (空间谐波的同时采集)。这两种技术都包括多个分离的接收元件的并行使用, 每个元件都具有不同的各自的灵敏度分布, 检测的相应的自旋谐振信号的组合使得能够以一个倍数减小图像的采集时间 (与常规的傅立叶图像重构相比): 在最有利的情况下该倍数等于所使用的接收部件的数量 (参见 Pruessmann 等人, *Magnetic Resonance in Medicine* Vol. 42, p. 952-962, 1999)。

例如, 在部件线圈灵敏度特性不够明显或者彼此区别不明显时 SENSE 技术的缺陷就出现了。这些不稳定性可以在重构的图像中作为局部化的假像显示, 或者可能导致降低信号噪声比 (SNR)。因此, 理想的是在 (尤其是) 提供增加的 SNR 的 MRI 系统中实施 RF 线圈阵列, 而使用或者不使用并行成像技术比如 SENSE。

此外, 在一簇紧密设置的表面线圈中的线圈之间的相互耦合也可以引起图像假像, 该表面线圈已被单独调谐和匹配。在线圈之间的相互耦合产生了耦合模式, 这就使线圈谐振频谱分割。因此, 线圈变为失谐和失配, 使 SNR 降低。为维持线圈的 SNR 并避免由线圈耦合引起的图像假像, 需要某些去耦机构来使多个耦合的模式简并为以 MR 频率谐振的单模式。

在典型的多线圈阵列装置中, 提供几个相邻的线圈用于在成像的过程中接收信号。为限制或减小在相邻线圈之间的窜扰的普通问题, 通常重叠相邻的线圈并在没有包含在重叠线圈对中的线圈中使用低阻抗的前置放大器。由于通过该阵列的每个线圈建立的电流载运通路, 这种重叠和前置放大器配置减小和/或消除了在线圈之间的相互感应耦合, 由

此降低了窜扰。

最近，并行空间编码技术比如 SMASH 和 SENSE 等强加了新的设计标准，即定相阵列线圈的复灵敏度应该充分正交或者可选地彼此显著区别开。常规的重叠线圈和前置放大器装置一般不满足这种要求。因此，在使用 MRI 进行并行成像中需要一种使 RF 检测器阵列去耦的方法和设备。

#### 发明内容

在第一方面，提供一种用于磁共振成像系统中的射频检测器阵列组件，它包含：至少一个射频检测器阵列，所述阵列具有用于从磁共振成像系统中同时采集射频信号的多个射频检测器元件；和去耦接口，该去耦接口与所述多个检测器元件中的每个检测器元件耦合以使每个检测器元件与其余的检测器元件去耦；其中至少一个阵列包括：与导电接地平面基本平行的多个导电结构；多个电容器，其中，至少一个电容器从每个导电结构并联到接地平面以调节每个导电结构的相应的电长度，并且其中，每个导电结构、至少一个相应的电容器和接地平面的组合形成以所选频率进行谐振的谐振器。

在第二方面，提供一种在磁共振成像系统中使射频检测器阵列元件去耦的方法，该方法包括如下的步骤：提供至少一个射频检测器阵列，所说的检测器阵列具有多个射频检测器元件，以及提供去耦接口，该去耦接口与所说的多个检测器元件中的每个检测器元件耦合以使每个检测器元件与其余的检测器元件去耦；其中射频检测器的一个阵列包括：与导电接地平面基本平行的多个导电结构；多个电容器，其中，至少一个电容器从每个导电结构并联到接地平面以调节每个导电结构的相应的电长度，并且其中，每个导电结构、至少一个相应的电容器和接地平面的组合形成了以所选择的频率谐振的谐振器。

#### 附图描述

结合附图通过下文对本发明的详细描述将会清楚本发明的特征和优点，在附图中：

附图 1 所示为适合用于本发明的实施例的实例性 MR 成像系统的示意方块图；

附图 2 所示为本发明的实施例可适用的检测器阵列的平面图；

附图 3 所示为以传输线表示的一对检测器元件的示意图；

附图 4 所示为根据本发明的实施例的 RF 检测器阵列组件的示意图；

附图 5 所示为根据本发明的实施例的实例性 RF 检测器阵列组件的示意图；

附图 6-8 所示为根据本发明的实施例的实例性去耦接口的示意图；和

附图 9 所示为 RF 检测器阵列的进一步实施例的示意性方块图。

#### 具体实施方式

首先参考附图 1，实例性磁共振 (MR) 成像系统包括计算机 10，该计算机 10 通过脉冲控制模块 12 控制梯度线圈功率放大器 14。对于自旋回波、梯度回收 (recalled) 回波脉冲序列、快速自旋回波或其它类型的脉冲序列，脉冲控制模块 12 和梯度放大器 14 一起产生合适的梯度波形  $G_x$ 、 $G_y$  和  $G_z$ 。梯度波形连接到梯度线圈 16，该梯度线圈 16 放置在 MR 磁体组件 34 的孔周围以使梯度  $G_x$ 、 $G_y$  和  $G_z$  沿着它们相应的轴线从磁体组件 34 施加在极化磁场  $B_0$  上。

脉冲控制模块 12 也控制作为射频转发器系统的一部分的射频合成器 18，该射频转发器系统的一部分由虚线块 36 所包围。脉冲控制模块 12 也包含 RF 调制器 20，该 RF 调制器 20 调制射频合成器 18 的输出。通过功率放大器 22 所放大并通过发射/接收开关 24 施加到 RF 线圈组件 26 中的结果 RF 信号用于激励成像的对象 (未示) 的原子核自旋。

通过 RF 线圈组件 26 拾取源自成像对象的激励的原子核的 MR 信号并通过发射/接收开关 24 提供给前置放大器 28 以放大，然后通过正交相位检测器 30 进行处理。通过高速 A/D 转换器 32 对检测的信号进行数字化并将其施加给计算机 10 进行处理以产生对象的 MR 图像。计算机 10 也控制调整 (shimming) 线圈电源 38 以给调整线圈组件 40 供电。

在本发明的实施例中，RF 线圈组件 26 是由多个检测器元件构成的 RF 检测器阵列，比如环路或导电带，并且也可以被构造为多个线圈或导电带的阵列。也可以使用其它的导电材料和结构 (比如铜棒、管、导线或其它的线结构) 作为检测器元件。在进一步的实施例中，RF 线圈组件 26 是 MRI 定相的阵列 (phased array)。下文参考附图 2 和 3 详细描述使用导电带的实施例。此外，在本发明的实施例中，检测器元件也可以是不相重叠的或重叠的。

此外，通过实施接收线圈阵列 26 的多通道阵列可以进一步改善 SNR。在这种结构中，然后使用并行处理技术比如 SENSE(上文所描述的)来改进数据采集时间。在相对较高的  $B_0$  磁场强度(例如大于 3T)下，RF 激励磁场的均匀性主要取决于电特性和患者的大小。但是，如果发射线圈也以阵列配置实施，则在每个阵列元件中的电流幅值和相位可以分别调整以使在存在患者的情况下 RF 激励磁场的均匀性最佳。

现在参考附图 2，所示为微带阵列 100 的平面图，该微带阵列 100

随后能以 RF 检测器应用的一般平面配置来配置，比如表面线圈。可替换的是，微带阵列 100 可以构造为圆筒形以形成多通道体积谐振器。阵列 100 包括一系列的平行的等量长度的导电的（例如铜）微带 102，并且在该微带 102 上具有电介质覆盖物 104。为覆盖物 102 选择的电介质例如可以是具有相对电介质常数 $\epsilon_r=6.4$  的玻璃。电介质材料使电磁频率（EMF）波长减小到  $1/\epsilon_r^{1/2}$  以使在 MRI 频率下例如四分之一波长（ $\lambda/4$ ）谐振器对应于接收阵列的合理的长度。

因此，在具有 63.87 兆赫兹的质子谐振的 1.5 特斯拉（T）的系统中，在玻璃介质中使四分之一波长（ $\lambda/4$ ）从 117 厘米减小到 46 厘米。可以理解的是，微带配置允许在 16 个单个阵列元件中的每个元件之间隔离，因此如果需要的话可以分别驱动每个元件。在接收端，可以将体积谐振器用作 16-通道定相阵列以改善 SNR，或者用于并行图像处理技术比如 SENSE。

如 Lee 等人在 *Magnetic Resonance in Medicine* .45: 673-683 (2001) 中所描述，带长  $l$  可以是四分之一波长（ $\lambda/4$ ）或者半波长（ $\lambda/2$ ），而带宽  $w$ 、间隔  $s$  和电介质厚度  $h$  被选择为使带的特性阻抗与其所连接的电缆的阻抗相匹配（未示）。微带阵列 100 相对于常规环设计的一个优点在于带 102 的长度可以调节以使在带之间的耦合最小，而与其间的间隔  $s$  无关。在一种实施例中，使用通过开路或短路终结（termination）的一组四分之一波长（ $\lambda/4$ ）带（或者它的整数倍）在带内产生持续的波谐振。在变型的实施例中，使用以匹配阻抗负载终结的一组半波长（ $\lambda/2$ ）带（或者它的整数倍）在带内产生行波谐振。在两个实施例中，带彼此去耦（如 Lee 等人更详细地描述），由此在每个隔离的带上提供高的 SNR。

应该进一步注意的是，微带阵列的实际的物理长度允许改变，只要达到了所需的带的电波长即可。可以改变带的物理长度以改变带的电波长。通常，电长度  $\theta$  理想地是  $\pi/2$  或  $\pi$ ，这就要求物理长度为谐振波长的四分之一或者一半波长。在实际中，对于 7T 整体 MRI 扫描器，在空中的谐振波长大约 1 米，因此在空中的导电带的四分之一波长为 25 厘米，它是在 MRI 扫描器中的 RF 检测器的合理长度。但是，对于较低场 MRI 扫描器（例如 1.5T），在空中的谐振波长为 4.967 米。因此，在空中的导电带的四分之一波长为 1.17 米，它太长以致不是有效的 RF



检测器。为此，对于较低场的 MRI 应用，可以增加集总元件电抗以获得所选择的电波长。附图 3 示意地示出了以传输线表示的一对带 (a)、(b)。在 (a) 中，实际的带长度  $l$  等于所需的电波长  $\theta_0$  (例如， $\lambda/4$ ， $\lambda/2$ )。通过适当的终结，带 (a) 自然地与相同长度和终结的相邻带去耦。但是，在带 (b) 中，实际的带长度  $l$  短于所需的电波长  $\theta_0$ ，而具有电波长  $\theta$ 。为了实现所需的电波长  $\theta_0$ ，集总元件比如电容器 C1 和 C2 都可以附加给带 (b)。

参考附图 4，所示为在并行成像中使用的 RF 检测器阵列组件 400 的实施例。在本发明的一种实施例中，提供用于 MRI 系统的射频 (RF) 检测器阵列组件。RF 检测器阵列组件包括至少一个 RF 检测器阵列 410，如上文所描述，其中该阵列具有多个 RF 检测器元件以用于从 MRI 系统中同时采集 RF 信号，并且还包括去耦接口 420，该去耦接口 420 耦合到多个检测器元件中的每个检测器元件以用于使每个元件与其余的元件去耦。如上文所述，该阵列可以是定相阵列、多线圈阵列或者可替换的是微带阵列。该元件 (例如线圈或微带) 可以是不相重叠的或重叠的。在下文中描述的实施例中，线圈和/或带称为“元件”和并且是不相重叠的。但应该理解的是，去耦接口装置也可以适用于具有重叠元件的阵列。

进一步参考附图 2，在 RF 检测器阵列的一种实施例中，该阵列包括基本平行于导电接地平面 (未示) 的多个导电带 102 和附图 3 的多个电容器 C1 和 C2，其中至少一个电容器从每个带并联到接地平面以调节每个导电带的相应的电长度。每个相应的带、至少一个相应的电容器和接地平面的组合形成了在所选择的频率上谐振的谐振器。

在 RF 检测器阵列的进一步的实施例中，该阵列包括形成在电介质中的多个等量的微带和每个微带处的至少一个终结，通过调整微带的长度和电介质的介电常数将每个微带调整到所选择的谐振波长的四分之一波长的整数倍，从包括短路、开路 and 电抗性终结的组中选择该终结。

如在此所使用， $n$ -端口系统表示在 MRI 系统中在检测 RF 信号的过程中使用的  $n$ -元件阵列。该系统进一步例如具有用于耦合到源发生器的  $n$  个端口。在发射模式中，源发生器是在功率放大器的输出到 MRI 系统的等效电压或电流源。可替换的是，在接收模式中，通过使用可

逆性原理，源发生器表示在 MRI 系统的前置放大器的输入处的信号。

对于耦合系统，令  $V$  和  $I$  表示在端口上测量的电压和电流的矢量。  
 $Z$  和  $Y$  表示  $n$ -端口系统的开路阻抗和导纳矩阵：

$$V = \begin{pmatrix} V_1 \\ \vdots \\ V_n \end{pmatrix}, I = \begin{pmatrix} I_1 \\ \vdots \\ I_n \end{pmatrix}, Z = \begin{pmatrix} Z_{11} & \cdots & Z_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ Z_{n1} & \cdots & Z_{nn} \end{pmatrix}, Y = Z^{-1}, \quad [1]$$

这里对角线分量  $Z_{ii}$  ( $i=1, 2, \dots, n$ ) 是在所有的其它端口开路时第  $i$  个元件 (通常为“调谐并匹配的”线圈) 的自阻抗。 $Z_{ii}$  的实部表示在元件中变换的阻性损失，而虚部是元件的变换的电抗。在两个端口  $i$  和  $j$  之间的互阻抗  $Z_{ij}$  ( $i, j=1, 2, \dots, i \neq j$ ) 是在所有的其它端口开路时在第  $i$  端口上产生的开路电压除以供应给第  $j$  端口的电流。 $Z_{ij}$  的实部是在线圈元件  $i$  和  $j$  之间的互电阻 (与噪声相关关联)，而  $Z_{ij}$  的虚部是电抗耦合，它主要是在线圈元件  $i$  和  $j$  之间的电感耦合。因此，不包括源发生器的耦合的  $n$ -端口系统本身的节点方程是

$$V = ZI \quad [2]$$

未耦合的系统可以处理为一般耦合的系统的特殊情况。令  $V^u$  和  $I^u$  表示在未耦合的系统中在端口上测量的电压和电流矢量。 $Z^u$  和  $Y^u$  是未耦合的系统开路阻抗和导纳矩阵：

$$V^u = \begin{pmatrix} V_1^u \\ \vdots \\ V_n^u \end{pmatrix}, I^u = \begin{pmatrix} I_1^u \\ \vdots \\ I_n^u \end{pmatrix}, Z^u = \begin{pmatrix} Z_{11}^u & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & Z_{22}^u & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & Z_{nn}^u \end{pmatrix}, Y^u = (Z^u)^{-1}. \quad [3]$$

因此，未耦合系统的节点方程变为：

$$V^u = Z^u I^u \quad [4]$$

在包括源发生器的闭路中，发生器电压和电流为

$$\mathbf{V}^g = \begin{pmatrix} V_1^g \\ V_2^g \\ \vdots \\ V_n^g \end{pmatrix}, \quad \mathbf{I}^g = \begin{pmatrix} I_1^g \\ I_2^g \\ \vdots \\ I_n^g \end{pmatrix}. \quad [5]$$

发生器阻抗和导纳为:

$$\mathbf{Z}^g = \begin{pmatrix} Z_1^g & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & Z_2^g & & 0 \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & Z_n^g \end{pmatrix}, \quad \mathbf{Y}^g = (\mathbf{Z}^g)^{-1}. \quad [6]$$

基于基尔霍夫定律 (kirchhoff's law), 附图 1 的耦合系统可以描述为:

$$\mathbf{V}^g = \mathbf{V} + \mathbf{Z}^g \mathbf{I}, \quad \mathbf{I}^g = \mathbf{I} + \mathbf{Y}^g \mathbf{V} \quad [7]$$

通过下式描述未耦合的系统:

$$\mathbf{V}^g = \mathbf{V}^u + \mathbf{Z}^g \mathbf{I}^u, \quad \mathbf{I}^g = \mathbf{I}^u + \mathbf{Y}^g \mathbf{V}^u \quad [8]$$

方程 [7] 和 [8] 是形成在耦合的和未耦合的定相阵列之间的关系的基础。

方程 [7] 是耦合的系统的完整的描述。方程 [8] 是未耦合的系统的完整描述。通过使方程 [7] 和方程 [8] 中的源发生器相等, 可以得出在  $\mathbf{V}$  和  $\mathbf{V}^u$  或者可选的  $\mathbf{I}$  和  $\mathbf{I}^u$  之间的明确的关系。

基于开路节点方程 (方程 [2] 和 [4]) 和闭路基尔霍夫定律 (方程 [7] 和 [8]), 可以获得:

$$\begin{cases} \mathbf{I}^g = (\mathbf{Y} + \mathbf{Y}^g) \mathbf{V} \\ \mathbf{I}^g = (\mathbf{Y}^u + \mathbf{Y}^g) \mathbf{V}^u \end{cases} \quad [9]$$

这就得到了在未耦合电压  $\mathbf{V}^u$  和耦合电压  $\mathbf{V}$  之间的关系:

$$(\mathbf{Y} + \mathbf{Y}^g) \mathbf{V} = (\mathbf{Y}^u + \mathbf{Y}^g) \mathbf{V}^u. \quad [10]$$

令矩阵  $C_v$  为从未耦合电压到耦合电压的变换矩阵,  $D_v$  为从耦合电压到未耦合电压的变换矩阵。然后方程 [10] 变为:

$$V = C_v V^u, \text{ or } V^u = D_v V, \quad [11]$$

这里,  $D_v$  是  $C_v$  的逆矩阵,

$$\begin{aligned} C_v &= (Y + Y^e)^{-1} (Y^u + Y^e) \\ D_v &= (Y^u + Y^e)^{-1} (Y + Y^e) \end{aligned} \quad [12]$$

这里  $C_v$  称为电压耦合矩阵,  $D_v$  称为电压去耦矩阵。

以类似的方式, 从方程 [2]、[4]、[7] 和 [8] 中得出如下的电流关系:

$$\begin{cases} V^e = (Z + Z^e)I \\ V^e = (Z^u + Z^e)I^u \end{cases} \quad [13]$$

这就得到了在未耦合电流  $I^u$  和耦合电流  $I$  之间的关系:

$$(Z + Z^e)I = (Z^u + Z^e)I^u. \quad [14]$$

令矩阵  $C_I$  为从未耦合电流到耦合电流的变换矩阵,  $D_I$  为从耦合电流到未耦合电流的变换矩阵。然后方程 [14] 变为:

$$I = C_I I^u, \text{ or } I^u = D_I I, \quad [15]$$

这里,  $D_I$  是  $C_I$  的逆矩阵,

$$\begin{aligned} C_I &= (Z + Z^e)^{-1} (Z^u + Z^e) \\ D_I &= (Z^u + Z^e)^{-1} (Z + Z^e) \end{aligned} \quad [16]$$

这里  $C_I$  称为电流耦合矩阵,  $D_I$  称为电流去耦矩阵。

$n$ -端口系统的耦合的全部特征在于电压和电流耦合矩阵  $C_v$  和  $C_I$ 。 $C_v$  和  $C_I$  的每个本征值代表一种耦合模式。因为  $C_v$  或  $C_I$  是  $n \times n$  矩阵, 如果没有简并, 则可能有  $n$  种耦合的模式, 这表明耦合可以使系统谐振

频率分为  $n$  种不同的频率。在这种耦合的系统中处理 MR 信号的一种方式包括附加的去耦机构以将多个谐振模式简并为一种模式。

在本发明的实施例中，通过具有阻抗矩阵  $Z'$  的  $2n$ -端口接口系统将具有阻抗矩阵  $Z$  的耦合的  $n$ -端口系统转换为去耦的  $n$ -端口系统  $Z''$ ，如附图 4 所示。 $Z'$  是  $2n \times 2n$  矩阵，表示如下：

$$Z' = \begin{pmatrix} Z'_{11} & \cdots & Z'_{1n} & Z'_{1(n+1)} & \cdots & Z'_{1(2n)} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ Z'_{n1} & \cdots & Z'_{nn} & Z'_{n(n+1)} & \cdots & Z'_{n(2n)} \\ Z'_{(n+1)1} & \cdots & Z'_{(n+1)n} & Z'_{(n+1)(n+1)} & \cdots & Z'_{(n+1)(2n)} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ Z'_{(2n)1} & \cdots & Z'_{(2n)n} & Z'_{(2n)(n+1)} & \cdots & Z'_{(2n)(2n)} \end{pmatrix}. \quad [17]$$

令  $Z'$  的四个  $n \times n$  子矩阵为：

$$\hat{Z}'_{11} = \begin{pmatrix} Z'_{11} & \cdots & Z'_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ Z'_{n1} & \cdots & Z'_{nn} \end{pmatrix}, \hat{Z}'_{12} = \begin{pmatrix} Z'_{1(n+1)} & \cdots & Z'_{1(2n)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ Z'_{n(n+1)} & \cdots & Z'_{n(2n)} \end{pmatrix},$$

$$\hat{Z}'_{21} = \begin{pmatrix} Z'_{(n+1)1} & \cdots & Z'_{(n+1)n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ Z'_{(2n)1} & \cdots & Z'_{(2n)n} \end{pmatrix}, \hat{Z}'_{22} = \begin{pmatrix} Z'_{(n+1)(n+1)} & \cdots & Z'_{(n+1)(2n)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ Z'_{(2n)(n+1)} & \cdots & Z'_{(2n)(2n)} \end{pmatrix}, \quad [18]$$

$n$ -端口系统的节点方程是  $V=ZI$ ，即方程 [4]。 $2n$ -端口接口系统的节点方程是：

$$\begin{pmatrix} V' \\ V'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \hat{Z}'_{11} & \hat{Z}'_{12} \\ \hat{Z}'_{21} & \hat{Z}'_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I' \\ I'' \end{pmatrix}, \quad [19]$$

这里

$$V' = \begin{pmatrix} V'_1 \\ \vdots \\ V'_n \end{pmatrix}, V'' = \begin{pmatrix} V''_{n+1} \\ \vdots \\ V''_{2n} \end{pmatrix}, I' = \begin{pmatrix} I'_1 \\ \vdots \\ I'_n \end{pmatrix}, I'' = \begin{pmatrix} I''_{n+1} \\ \vdots \\ I''_{2n} \end{pmatrix}. \quad [20]$$

注意，在  $n$ -端口系统和  $2n$  端口接口之间的互连处，得到：

$$\mathbf{V}'' = \mathbf{V}, \mathbf{I}'' = -\mathbf{I}. \quad [21]$$

因此，从方程 [4]、[19] 和 [21] 中，得出如下的接口的输出阻抗矩阵：

$$\mathbf{Z}_{\text{out}} = \frac{\mathbf{V}'}{\mathbf{I}'} = \hat{\mathbf{Z}}'_{11} - \hat{\mathbf{Z}}'_{12} (\hat{\mathbf{Z}}'_{22} + \mathbf{Z})^{-1} \hat{\mathbf{Z}}'_{21}. \quad [22]$$

在输出阻抗矩阵等于未耦合的系统的阻抗矩阵时，即  $\mathbf{Z}_{\text{out}} = \mathbf{Z}^u$ ，则方程 [22] 变为去耦合方程，

$$\hat{\mathbf{Z}}'_{11} - \hat{\mathbf{Z}}'_{12} (\hat{\mathbf{Z}}'_{22} + \mathbf{Z})^{-1} \hat{\mathbf{Z}}'_{21} = \mathbf{Z}^u. \quad [23]$$

满足方程 [23] 的任何  $2n$ -端口接口都可以用于使  $n$ -端口耦合系统  $\mathbf{Z}$  去耦。

因此， $\mathbf{Z}$  是  $n \times n$  矩阵，因为无源网络的可逆性， $Z_{ij} = Z_{ji}$  ( $i, j = 1, 2, \dots, n; i \neq j$ )，在方程 [23] 中存在  $n(n+1)$  个独立的方程。也是合理的是，假设  $\mathbf{Z}$  的对角线元素相同  $Z_{11} = Z_{22} = \dots = Z_{nn}$  (如果在定相阵列中的每个线圈元件匹配到相同的值例如  $50\Omega$ ，则这种假设是合理的)，则在方程 [23] 中的独立方程的个数变为  $1 + n(n-1)/2$ 。在另一方面，矩阵  $\mathbf{Z}'$  是  $2n \times 2n$  矩阵，因此如果它具有无源网络的可逆性并且具有的相同的对角线元件，则它具有  $1 + 2n(2n-1)/2$  个未知数。因为未知数的个数大于独立方程的数量，所以去耦方程 [23] 具有不止一组解，这就意味着有不止一种构造去耦网络的方式。

但是，具有更高的对称性的高度简并  $2n$ -端口结构的一种特殊类别，即，

$$\hat{\mathbf{Z}}'_{11} = \hat{\mathbf{Z}}'_{12} = \hat{\mathbf{Z}}'_{21} = \hat{\mathbf{Z}}'_{22}. \quad [24]$$

在这种情况下，未知数的数量等于在方程 [23] 中的独立方程的数量。因此，可以求解去耦方程而不需要在求解的过程中的其它的假设。具有这种对称性的接口系统是可能的最简并的系统，它使得这种接口

的构造相对容易。

在实例性的实施例中，使用四-端口去耦接口来对强耦合线圈进行去耦并以网络分析器和 MRI 扫描器实验性地说明。在实验结果中，在空载时在两个相同的表面线圈之间测量的耦合是-1.4 分贝，而在加载在人的胸部时为-5 分贝。在插入去耦接口之后，在它们空载时耦合 S21 降低到-33 分贝，而在加载在人的胸部时为-51 分贝。这意味着假设前置放大器的输入阻抗为  $50\Omega$  则在两个线圈之间仅有大约 0.3% 信号功率干扰。

在本实例性实施例中，每个线圈用 0.25 毫米厚并且  $602\text{g/m}^2$  的柔性印刷电路板来构造。总共 4 个这种线圈分别在 63.66 兆赫兹下调谐并匹配于  $50\Omega$ 。在加载以人的胸部时，两个线圈（线圈 1 和 2）并排放置而没有任何重叠，并且放置在固定设备上以作为 MRI RF 检测器。在这些线圈之间的间隔是 7 毫米。通过对称-不对称变换器将半波长同轴电缆连接到每个线圈。在这两个线圈之间的强耦合通过 HP 4395A 阻抗/网络分析器 (Hewlett Packard, Palo Alto, CA) 和通过 MRI 扫描器 GE Lx (GEMS, Milwaukee, WI) 记录。在本实验中的去耦接口由两个线圈（线圈 3 和线圈 4）制成，这两个线圈在 MRI 扫描器的磁体外部。通过 BNC T-连接器线圈 3 与线圈 1 和前置放大器连接，通过另一 T-连接器线圈 4 与线圈 2 和另一前置放大器连接。调节在线圈 3 和线圈 4 之间的重叠可以实现正确的互电抗以使线圈 1 和线圈 2 去耦。注意，使用两个线圈作为去耦接口的原因在于它们相对容易调节以显示多种耦合和去耦现象，以及因为对于每次调节不需要额外的匹配。但是，应该理解的是，可以应用集总元件电路构造该接口以使在接口中的损失最小，比如在执行任何匹配之前需要插入接口。附图 5 所示为这种实例性的实施例的示意性附图。

在进一步实施例中，去耦接口 420 可以包括电抗性集总元件电路、分布式结构、传输线和线圈。

参考附图 6 和 7，所示为实例性的去耦接口。附图 6 所示为作为线圈电路 600 的去耦接口的  $\pi$ -电路 610，线圈电路 600 是在附图 5 中所描述的阵列的两个线圈（线圈 1 和 2）的等效电路。附图 7 所示为作为线圈电路 700 的去耦接口的 T-电路 710，线圈电路 700 是在附图 5 中所描述的阵列的两个线圈（线圈 1 和 2）的等效电路。

参考附图 8, 所示为用于使四-元件定相阵列 800 去耦的 8-端口去耦接口的方块图。这种接口由 6 个四-端口接口组装成。

参考附图 9, 所示为说明与地平面(未示)并联连接的调谐电容器 910 的 RF 检测器阵列的进一步实施例的方块图, 如上文所述为进行互连在导电元件部分 900 和去耦电容器 930 之间匹配电容器 920。

在本发明的进一步实施例中, 提供了一种在磁共振成像(MRI)系统中使射频(RF)检测器阵列元件去耦的方法。该方法包括如下的步骤: 提供至少一个 RF 检测器阵列, 以及提供耦合到多个检测器元件中的每个检测器元件以使每个检测器元件与其余的检测器元件去耦的去耦接口。RF 检测器阵列具有多个 RF 检测器元件。在一种实施例中, 检测器元件是不相重叠的。在另一实施例中, 检测器元件是重叠的。

虽然已经示出并描述了本发明的优选实施例, 但是显然仅仅以举例的形式提供了这种实施例。在不脱离本发明的前提下本领域的普通技术人员可以作出许多变型、改变和替代。因此, 仅通过附加的权利要求的精神和范围限定本发明。



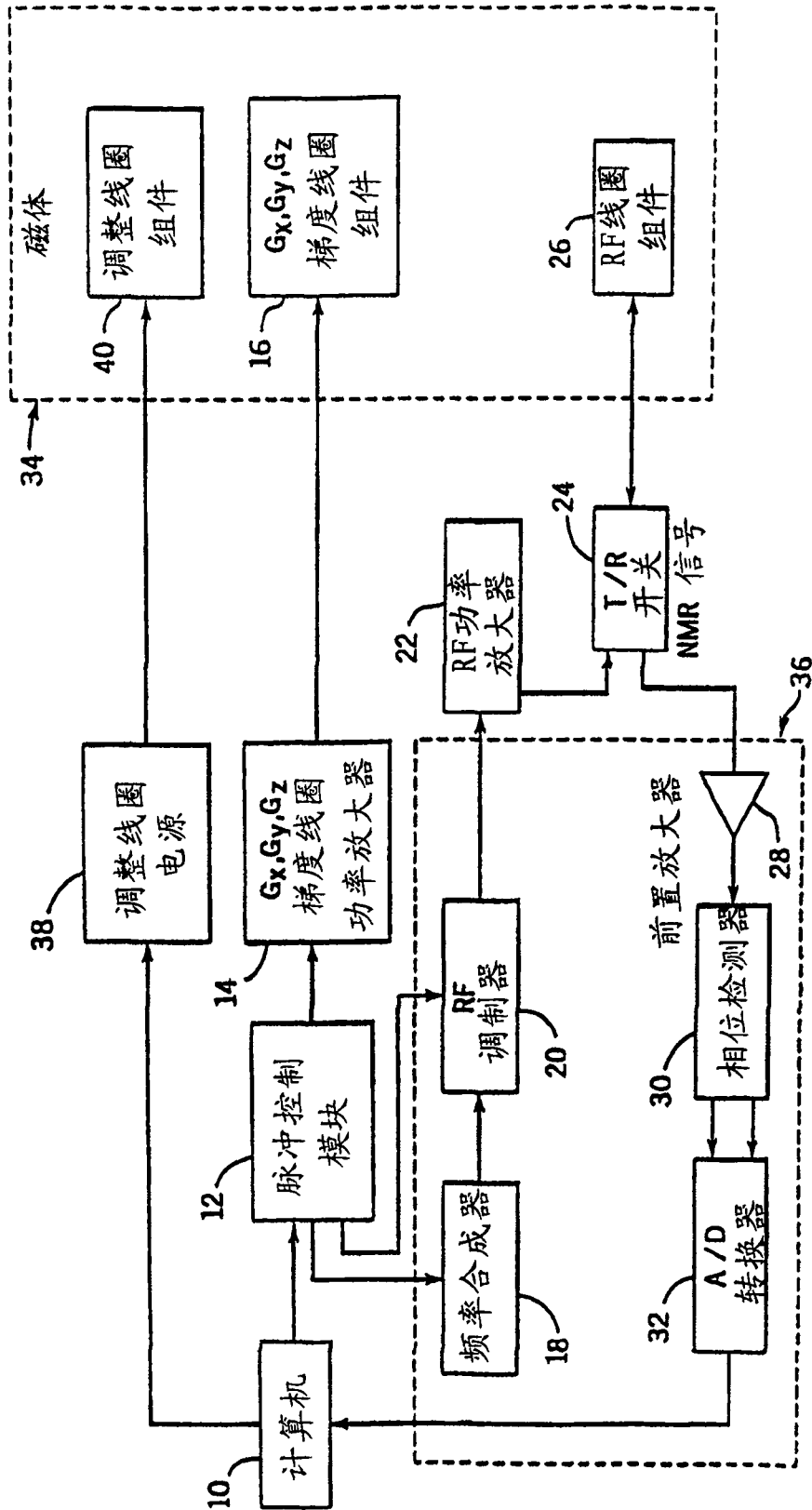


图 1

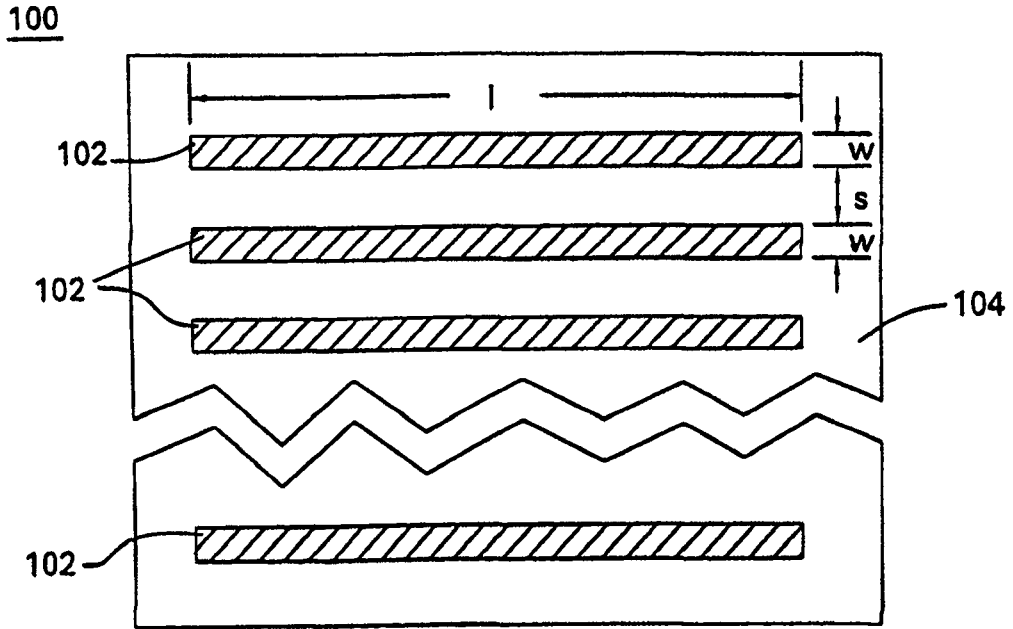


图 2

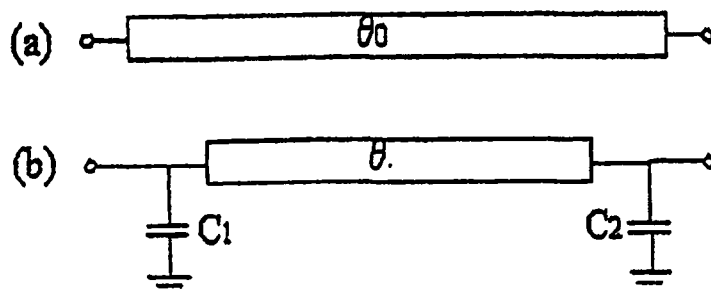
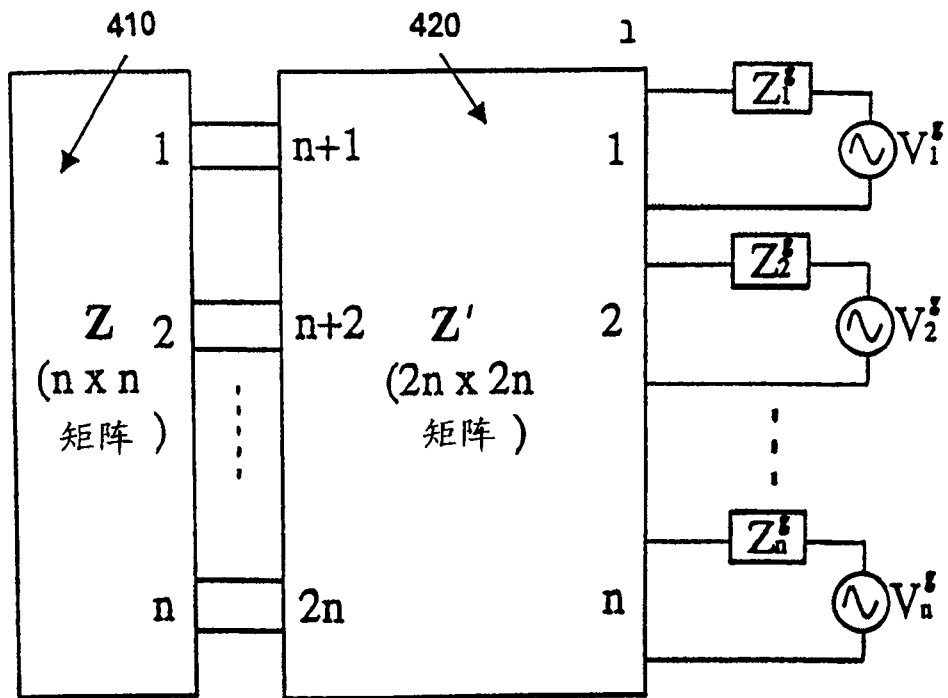


图 3



400

图 4

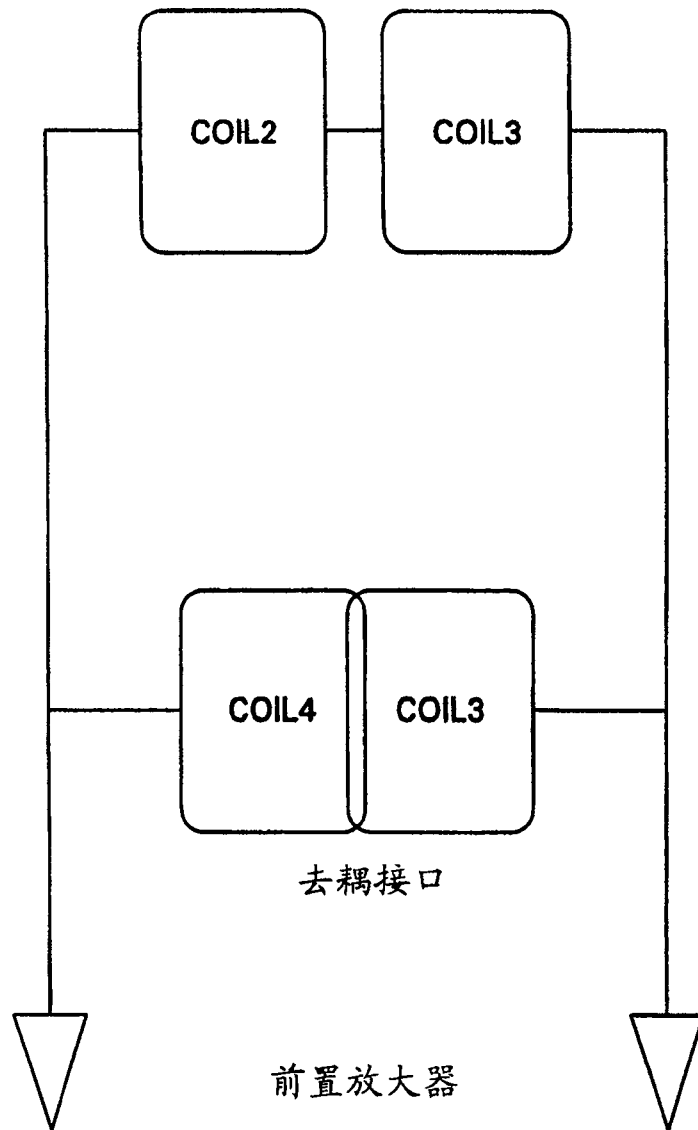


图 5

图 6

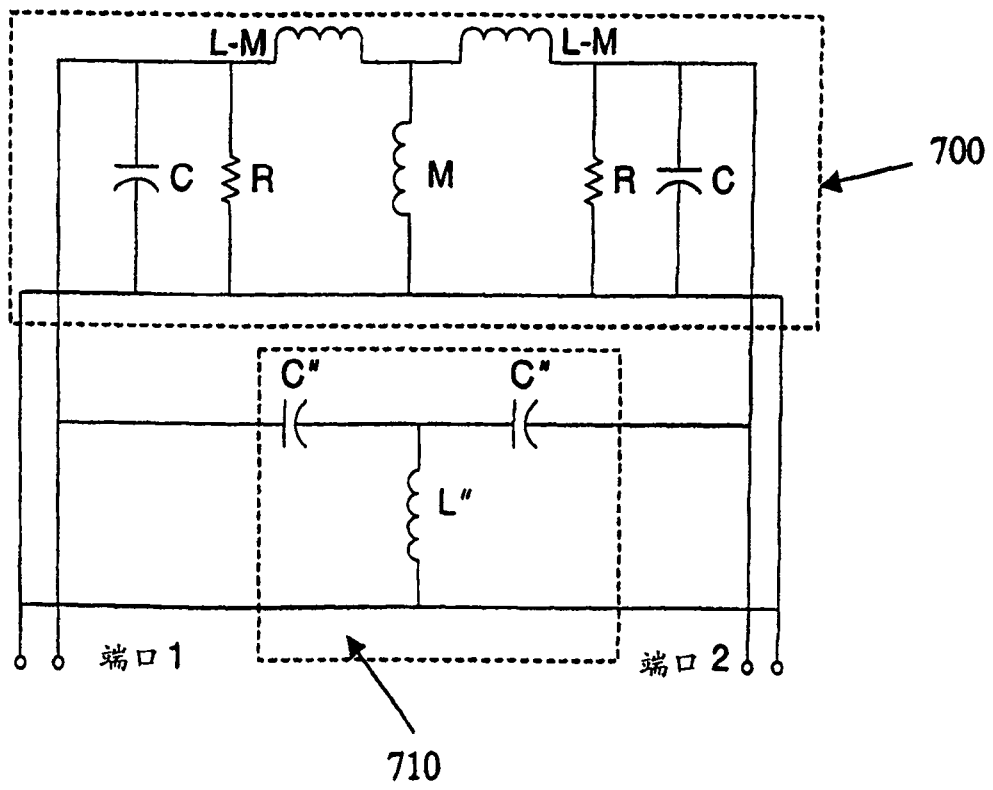
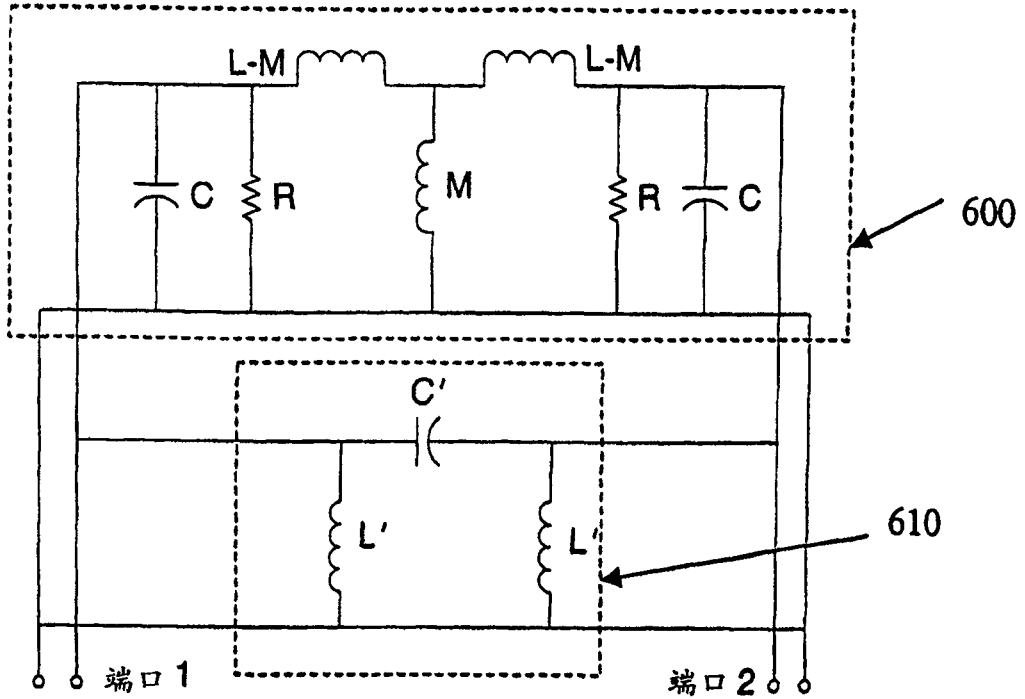


图 7

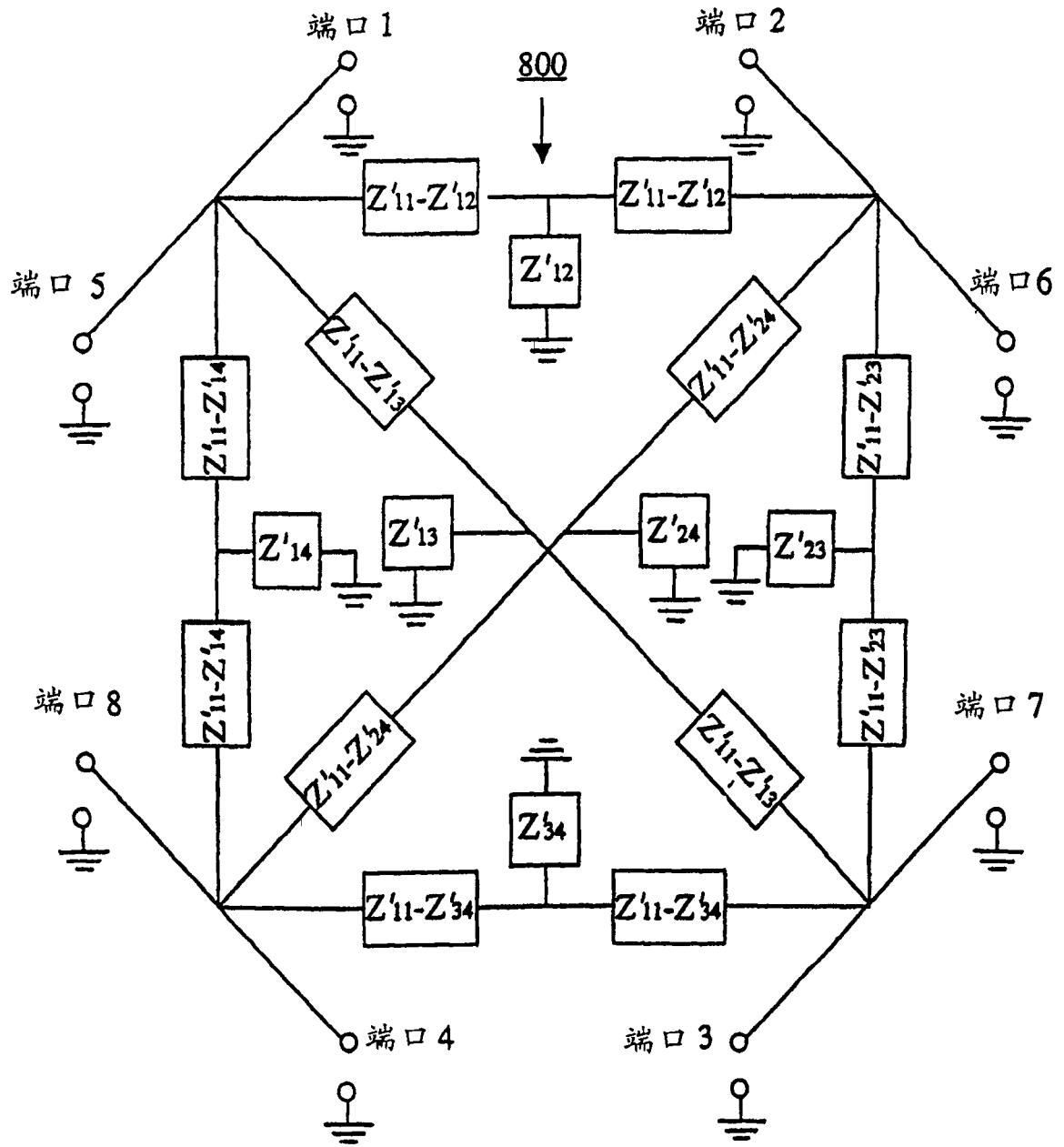


图 8

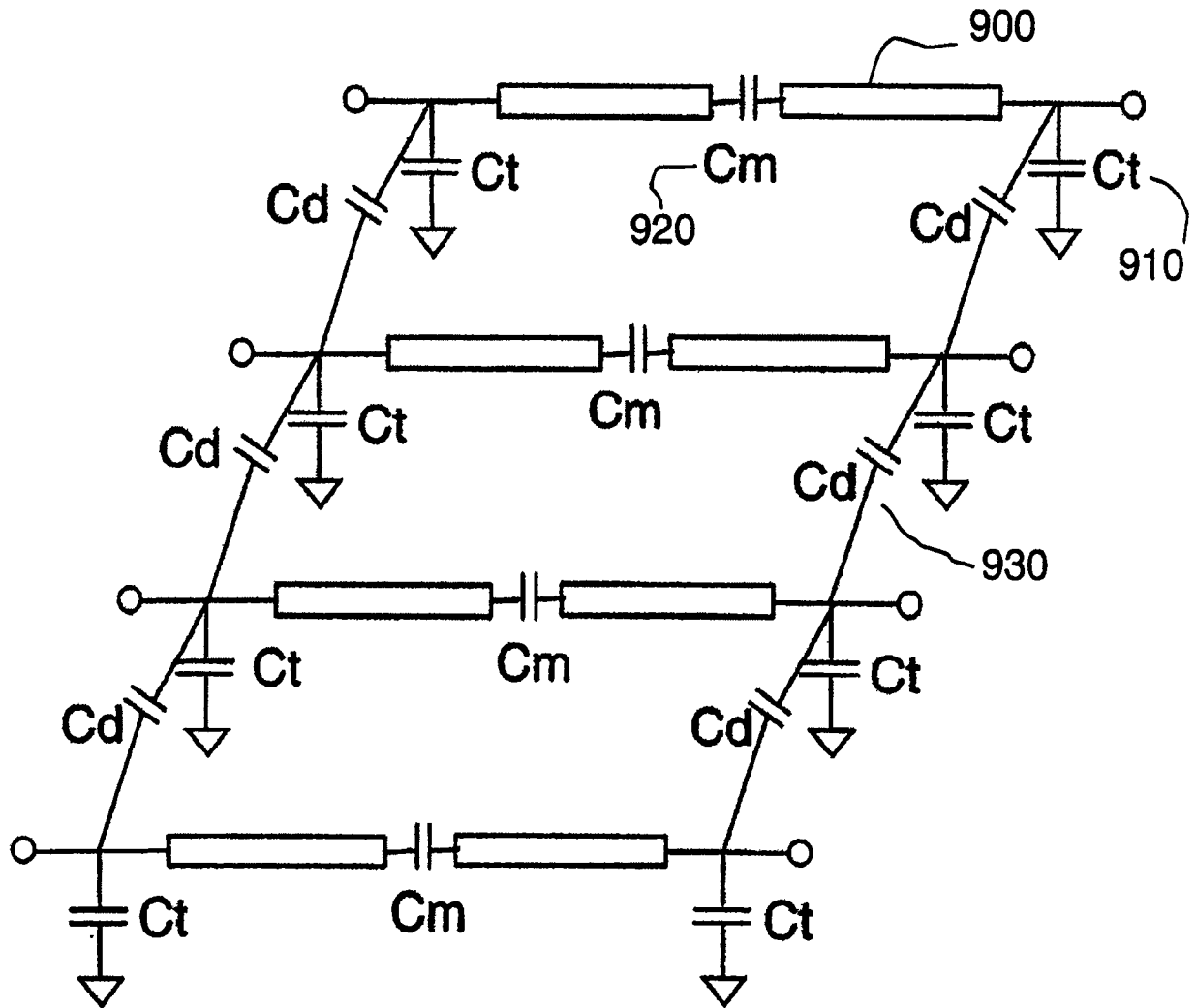


图 9