



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101067649 B

(45) 授权公告日 2011.02.09

(21) 申请号 200710101146.5

2-26 行.

(22) 申请日 2007.04.29

EP 0955554 B1, 2005.05.11, 说明书第 14 段, 图 1.

(30) 优先权数据

11/418,456 2006.05.05 US

US 6900636 B2, 2005.05.31, 全文.

(73) 专利权人 高质电动有限公司

地址 美国俄亥俄州

审查员 周亚沛

(72) 发明人 杨啸宇 藤田浩之 郑庆华

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 党建华

(51) Int. Cl.

G01R 33/341 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1420363 A, 2003.05.28, 说明书第 4 页 11 - 28 行, 图 2.

WO 2005/034141 A2, 2005.04.14, 说明书第 4 页第 1 行 - 第 5 页第 4 行, 图 1.

CN 1479113 A, 2004.03.03, 全文.

CN 1659445 A, 2005.08.24, 说明书第 4 页

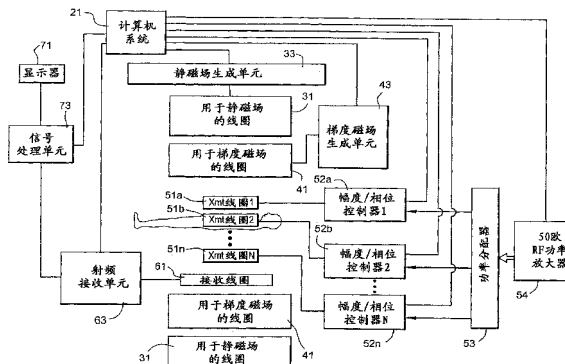
权利要求书 4 页 说明书 10 页 附图 7 页

(54) 发明名称

磁共振成像射频发射线圈的有效解耦

(57) 摘要

本发明涉及磁共振成像射频发射线圈的有效解耦, 其中 MRI RF 发射系统使用多个 RF 发射线圈 (51a, 51n), 每个由单独可控 RF 幅度和相位驱动。单独地控制每一线圈驱动的幅度和相位, 以便 RF 发射线圈就象它们彼此解耦一样动作。控制幅度和相位值可以基于与 RF 发射线圈的自和互耦有关的经验导出信息。



1. 一种 RF 发射系统,用在 MRI 系统中,RF 发射系统的特征在于,包括:  
RF 发射线圈 (51a,51n) ;  
每一个所述线圈具有单独可控幅度和相位的 RF 驱动 ;以及  
连接到分别驱动 RF 发射线圈的 RF 信号的控制相位和幅度的控制器 (52a,52n),以便 RF 发射线圈就象它们彼此解耦一样动作。
2. 如权利要求 1 所述的 RF 发射系统,其特征在于,RF 功率 (54) 放大器和 RF 功率分配器提供用于每一线圈的单独的 RF 驱动信道。
3. 如权利要求 2 所述的 RF 发射系统,其特征在于,RF 功率分配器 (53) 为 50 欧 RF 功率分配器。
4. 如权利要求 1 所述的 RF 发射系统,其特征在于,RF 信号发生器和信号分配器提供用于每一线圈的单独的 RF 驱动信道。
5. 如权利要求 4 所述的 RF 发射系统,其特征在于,进一步包括多个功率放大器,作为驱动多个 RF 发射线圈的每一个而连接的单独的功率放大器。
6. 如权利要求 1 所述的 RF 发射系统,其特征在于,进一步包括多个定向 RF 耦合器 (87a,87n),每一个连接到多个 RF 发射线圈的各自的一个。
7. 如权利要求 6 所述的 RF 发射系统,其特征在于,进一步包括多个 RF 发射 / 接收开关 (86a,86n),每一个连接在多个定向耦合器的各自的相应一个和多个 RF 发射线圈的各自的相应一个之间。
8. 如权利要求 1 所述的 RF 发射系统,其特征在于,进一步包括多个发射 / 接收开关 (86a,86n),每一个连接在多个幅度和相位控制器的各自的相应一个和多个 RF 发射线圈的各自的相应一个之间。
9. 如权利要求 1 所述的 RF 发射系统,其特征在于,进一步包括计算机控制系统 (21),基于发射线圈的互耦,生成单独的 RF 幅度和相位控制信号,以及将单独的控制信号分别提供给多个 RF 幅度和相位控制器的每一个。
10. 如权利要求 9 所述的 RF 发射系统,其特征在于,根据 RF 发射系统的在前操作结果,经验地导出互耦。
11. 如权利要求 1 所述的 RF 发射系统,其特征在于,进一步包括计算机控制系统 (21),基于发射线圈的自电阻、互感和互电阻,生成单独的 RF 幅度和相位控制信号,以及将单独的控制信号分别提供给多个幅度和相位控制器的每一个。
12. 如权利要求 11 所述的 RF 发射系统,其特征在于,根据 RF 发射系统的在前操作的结果,经验地导出自电阻、互感和互电阻。
13. 如权利要求 11 所述的 RF 发射系统,其特征在于,自电阻、互感和互电阻形成矩阵 M,矩阵 M 的项  $M_{ij}$ ,当  $i = j$  时,表示发射线圈自电阻,以及当  $i \neq j$  时,表示两个发射线圈之间的互感和互电阻。
14. 一种操作 MRI 系统的方法,所述 MRI 系统包括多个 RF 发射线圈 (51a,51n),以及多个单独的幅度和相位控制器,每个分别连接到多个 RF 发射线圈的一个,该方法的特征在于,包括:  
使用多个 RF 发射线圈来获得经验数据 ;  
处理该经验数据以便确定 RF 发射线圈的耦合 ;以及

在后续 MRI 操作中,基于所确定的耦合,单独地控制幅度和相位控制器来控制用于 RF 发射线圈的每一个的 RF 驱动的 RF 相位和幅度,以便 RF 发射线圈就象它们彼此解耦一样动作。

15. 如权利要求 14 所述的方法,其特征在于,所确定的耦合包括与发射线圈的每一个之间的互感和互电阻有关的信息。

16. 如权利要求 14 所述的方法,其特征在于,进一步包括处理经验数据以便确定每一 RF 发射线圈的自电阻,以及基于自电阻和互耦,在后续 MRI 操作中,控制幅度和相位控制器(52a, 52n)。

17. 如权利要求 16 所述的方法,其特征在于,表示自电阻和互耦的数据值形成耦合矩阵 M,矩阵 M 的项  $M_{ij}$ ,当  $i = j$  时,表示 RF 发射线圈自电阻,以及当  $i \neq j$  时,表示两个发射线圈之间的互感和互电阻。

18. 如权利要求 14 所述的方法,其特征在于,当将病人耦合到发射线圈时,由 MRI 系统获得经验数据,以及随后的 MRI 操作包括同一病人的 MRI 扫描。

19. 如权利要求 14 所述的方法,其特征在于,当病人耦合到发射线圈时,由 MRI 系统获得经验数据,以及随后的 MRI 操作包括不同病人的 MRI 扫描。

20. 一种操作 MRI 系统的方法,所述 MRI 系统包括多个 RF 发射线圈,该方法的特征在于,包括:

通过具有预定幅度和相位的信号,驱动第一 RF 发射线圈(51a, 51n);

由于正被驱动的所述第一 RF 发射线圈,测量至少来自第二 RF 发射线圈的正向功率;

基于所测量的正向功率以及所述具有预定幅度和相位的信号,确定第一和第二 RF 发射线圈之间的互耦;以及

基于所确定的互耦,通过具有幅度和相位控制的 RF 功率,单独地驱动第一和第二 RF 发射线圈,以便第一和第二发射线圈就象它们彼此解耦一样动作。

21. 如权利要求 20 所述的方法,其特征在于,所确定的互耦包括第一和第二发射线圈之间的互感和互电阻。

22. 如权利要求 20 所述的方法,其特征在于,经连接到第二 RF 发射线圈的定向耦合器,测量在第二 RF 发射线圈测量的正向功率。

23. 如权利要求 20 所述的方法,其特征在于,进一步包括:

通过具有预定幅度和相位的 RF 信号,驱动第一 RF 发射线圈;

测量在第一 RF 发射线圈的反射功率;以及

基于所测量的反射功率以及所述具有预定幅度和相位的 RF 信号,确定第一 RF 发射线圈的自电阻;

其中,驱动第一和第二 RF 发射线圈基于自电阻和互耦。

24. 如权利要求 23 所述的方法,其特征在于, MRI 系统进一步包括多个定向耦合器(87a, 87n),每个分别连接到多个 RF 发射线圈的各自的一个,经连接到第一 RF 发射线圈的定向耦合器,测量第一 RF 发射线圈的反射功率,以及经连接到第二 RF 发射线圈的定向耦合器,测量在第二 RF 发射线圈测量的正向功率。

25. 如权利要求 23 所述的方法,其特征在于,进一步包括:

通过预定幅度和相位,驱动第二 RF 发射线圈;

测量在第二 RF 发射线圈的反射功率；

基于所测量的反射功率和所述预定幅度和相位，确定第二 RF 发射线圈的自电阻；

其中，第一和第二 RF 发射线圈的驱动基于第一 RF 发射线圈的自电阻、第二 RF 发射线圈的自电阻和它们之间的互耦。

26. 如权利要求 25 所述的方法，其特征在于，第一 RF 发射线圈的自电阻、第二 RF 发射线圈的自电阻以及互耦形成矩阵  $M$ ，其中，矩阵项  $M_{11}$  表示第一 RF 发射线圈的自电阻，矩阵项  $M_{12}$  和  $M_{21}$  表示互耦信息，以及矩阵项  $M_{22}$  表示第二 RF 发射线圈的自电阻。

27. 一种操作 MRI 系统的方法，所述 MRI 系统包括多个 RF 发射线圈 (51a, 51n)，该方法其特征在于，包括：

(a) 通过预定幅度和相位驱动 RF 发射线圈的一个；

(b) 测量其他 RF 发射线圈的每一个的正向功率；

(c) 基于所测量的正向功率和所述预定幅度和相位，确定驱动的 RF 发射线圈和其他 RF 发射线圈的每一个之间的互耦；以及

(d) 基于所确定的互耦，使用单独幅度和相位控制，驱动 RF 发射线圈的每一个，以便 RF 发射线圈的每一个就象它们彼此解耦一样动作。

28. 如权利要求 27 所述的方法，其特征在于，进一步包括对 RF 发射线圈的每一个，重复步骤 (a)–(c)，以便步骤 (d) 所基于的所确定的互耦包括所有 RF 发射线圈间的互耦。

29. 如权利要求 27 所述的方法，其特征在于，进一步包括

(e) 通过已知幅度和相位，驱动所述 RF 发射线圈的逐个线圈；

(f) 测量在除先前驱动的 RF 发射线圈外的每一 RF 发射线圈的正向功率；以及

(g) 基于所测量的正向功率，确定驱动的 RF 发射线圈和除先前驱动的 RF 发射线圈外的其他 RF 发射线圈的每一个之间的互耦；以及

其中，RF 发射线圈的控制所基于的所确定的互耦包括步骤 (g) 中确定的互耦。

30. 一种操作 MRI 系统的方法，该 MRI 系统包括多个 RF 发射线圈 (51a, 51n)，该方法其特征在于，包括：

将目标 (90) 放在 MRI 系统的成像容积中；

驱动耦合到所述目标的第一 RF 发射线圈；

在第二 RF 发射线圈，测量来自目标的 NMR 响应；

基于所测量的 NMR 响应，确定第一和第二 RF 发射线圈之间的互耦；以及

基于所确定的互耦，使用单独的幅度和相位控制，驱动第一和第二 RF 发射线圈，以便第一和第二发射线圈就象它们彼此解耦一样动作。

31. 如权利要求 30 所述的方法，其特征在于，互耦包括第一和第二发射线圈之间的互感和互电阻。

32. 如权利要求 30 所述的方法，其特征在于，进一步包括：

驱动第一 RF 发射线圈；

测量在第一 RF 发射线圈的 NMR 响应；以及

基于所测量的 NMR 响应，确定第一 RF 发射线圈的自电阻；

其中，用于驱动第一和第二 RF 发射线圈的单独控制基于自电阻和互耦。

33. 如权利要求 32 所述的方法，其特征在于，进一步包括：

驱动第二 RF 发射线圈；

在第二 RF 发射线圈测量 NMR 响应；以及

基于所测量的 NMR 响应，确定第二 RF 发射线圈的自电阻；

其中，用于驱动第一和第二发射 RF 发射线圈的单独控制基于第一 RF 发射线圈的自电阻、第二 RF 发射线圈的自电阻以及互耦。

34. 如权利要求 33 所述的方法，其特征在于，第一 RF 发射线圈的自电阻、第二 RF 发射线圈的自电阻以及互耦形成矩阵，其中，矩阵项  $M_{11}$  表示第一 RF 发射线圈的自电阻信息，矩阵项  $M_{12}$  和  $M_{21}$  表示互耦信息，以及矩阵项  $M_{22}$  表示第二 RF 发射线圈的自电阻信息。

35. 如权利要求 30 所述的方法，其特征在于，目标是幻象。

36. 如权利要求 30 所述的方法，其特征在于，目标是病人，以及在同一病人的 MRI 扫描中，执行使用基于互耦的单独控制，驱动第一和第二 RF 发射线圈。

37. 如权利要求 30 所述的方法，其特征在于，目标是病人，以及在不同病人的 MRI 扫描中，执行使用基于互耦的单独控制，驱动第一和第二 RF 发射线圈。

38. 一种操作 MRI 系统的方法，该 MRI 系统包括多个 RF 发射线圈 (51a, 51n) 以及多个单独可控幅度和相位控制器，每个分别连接到多个 RF 发射线圈的相应一个，该方法的特征在于，包括：

使用多个 RF 发射线圈来获得经验数据；

处理经验数据以便确定 RF 发射线圈之间的互耦以及用于每个 RF 发射线圈的自电阻；以及

在后续 MRI 操作中，基于所确定的互耦和自电阻，单独控制幅度和相位控制器 (52a, 52n)。

39. 如权利要求 38 所述的方法，其特征在于，单独地控制幅度和相位控制器以便它们将各自信号输出到 RF 发射线圈，以便允许 RF 发射线圈就象它们彼此解耦一样动作。

40. 如权利要求 38 所述的方法，其特征在于，自电阻和互耦形成耦合矩阵  $M$ ，矩阵  $M$  的项  $M_{ij}$ ，当  $i = j$  时，表示 RF 发射线圈自电阻，以及当  $i \neq j$  时，表示两个 RF 发射线圈之间的互耦。

41. 如权利要求 38 所述的方法，其特征在于，互耦包括两个 RF 发射线圈之间的互感和互电阻。

## 磁共振成像射频发射线圈的有效解耦

### 技术领域

[0001] 彼此有效地解耦多个 MRI RF 发射线圈。这尤其用于快速 MRI 的灵敏度解码 (SENSE)。

### 背景技术

[0002] 磁共振成像 (MRI) 利用强、均匀和静磁场  $B_0$  来偏振人体或其他物体中的核自旋的磁矩。磁偏振核自旋生成在磁场  $B_0$  的方向中所指的净磁化。然而,这产生无用信息,除非受一些激发干扰。

[0003] 通过以用于将激发的那些原子核的拉莫尔频率,用均匀射频 (RF) 磁场  $B_1$ , 激发核磁矩,实现用于 MRI 数据采集的核磁共振 (NMR) 信号的生成。RF 发射线圈当由计算机控制的 RF 发射单元驱动时,在感兴趣的成像区 (ROI) 中,发射  $B_1$  场。最常用型 RF 发射线圈是鸟笼体线圈。

[0004] 图 1 表示传统的 RF 发射线圈 13 和包括 RF 信号发生器 10、幅度 / 相位控制器 11 和 RF 功率放大器 12 的计算机控制的 RF 发射单元。典型地,发射单元仅包括一个 RF 功率放大器。该 RF 功率放大器可以极大额定功率 (例如对 3T MRI 系统,超出 30KW)。

[0005] 在受 RF 发射线圈激发期间,处于它们的拉莫尔谐振的原子核吸收磁能,以及它们各自的磁矩 (自旋) 产生进动以及远离磁场  $B_0$  的方向。在激发后,进动有角位移磁矩向后经受自由感应衰减,以便与  $B_0$  对齐。在该自由感应衰减期间,原子当回复到稳定状态条件时,将它们吸收的能量发射为 RF 信号。位于激发原子核的附近的 RF 接收线圈检测 RF NMR 信号。NMR 信号表示为由于进动磁矩的松弛,在一些时间上,已经受通量变化感应的接收 RF 线圈中的电动势 (电压)。该信号提供用于图像的对比度信息。

[0006] 接收 RF 线圈可以包括使用发射 / 接收 (T/R) 开关的发射线圈本身或仅单独接收的 RF 线圈。空间调制 NMR 信号,用于通过利用由相对于成像体积中的空间坐标线性改变的梯度线圈产生的另外的脉冲磁梯度场,产生磁共振图像,从而用来空间地相位编码 RF NMR 信号。在 RF 激发期间,也能使用梯度场以便有选择地激发特定 ROI 的子体积 (例如片)。

[0007] 在用于 RF 激发和接收的 MRI 中,期望在 ROI 成像体积中是空间均匀,以便更好图像均匀性。在典型的 MRI 系统中,全身体积 RF 发射线圈通常产生最好激发场均匀性。全身体积线圈在 MRI 系统中是最大 RF 发射线圈。然而,如果也用于接收,大型发射线圈产生低信噪比 (SNR),主要因为离被成像的信号生成组织的距离更大。由于在 MRI 中非常期望高的 SNR,通常将专用线圈用于接收以便增强来自 ROI 的 SNR。

[0008] 实际上,良好设计的专用 RF 发射线圈应当拥有下述功能属性:高 SNR、良好均匀性、谐振电路的高空载质量因子,以及空载和与负载 Q 因子的高比。另外,线圈的机械设计应当便于病人操作和舒服以及在病人和 RF 发射线圈导体间提供安全保护。

[0009] 正交接收提供增加 SNR 的另一方法。在正交接收中,两个独立 (即解耦) 的各个 RF 接收线圈检测可以与平行和垂直于主磁场  $B_0$  的平面相关的两个正交模式中的 NMR 信号。两个接收线圈覆盖相同感兴趣区。通过正交接收,在各个非 QD 线圈上,可以使 SNR 增加达

$\sqrt{2}$ 。

[0010] MRI 中的线性表面线圈阵列技术可以覆盖大的视场 (FOV), 同时保持小且共形线圈的 SNR 特性。可以使用线性表面线圈阵列技术来成像整个人脊骨 (见 U. S. 专利 No. 4, 825, 162)。其他线性表面阵列线圈用于 C. L. 脊骨成像 (见 U. S. 专利 No. 5, 198, 768)。这些设备可以包括平面线性表面线圈元件的阵列。然而, 由于在不靠近表面线圈的位置处灵敏度下降, 这些线圈系统对成像深层组织, 诸如下腹部中的血管不能良好工作。

[0011] 正交相控阵线圈已经用来成像下肢 (见 U. S. 专利 Nos. 5, 430, 378 和 5, 548, 218)。正交相控阵列可以通过使用两个正交线性线圈阵列: (i) 位于水平面中和病人下面的六个平面环形线圈元件以及 (ii) 位于垂直平面中以及病人腿之间的六个平面环形线圈元件, 成像下肢。每个线性线圈阵列以 U. S. 专利 No. 4, 825, 162 中描述的类似方式工作。已经设计第二正交相控阵列线圈来从骨盆下成像血管。该设备还包括在病人的头到脚趾的方向中延伸的两个正交线性线圈阵列: 横向和中心位于蝶形 (也称为“图 8”) 线圈元件的第二阵列的上面的环形线圈元件的平面阵列。环形线圈直接位于病人下面以及蝶形线圈卷绕在病人上。同样地, 每一线性线圈阵列通常以与在 U. S. 专利 No. 4, 825, 162 中所述类似的方式起作用。

[0012] 在 MRI 中常规使用梯度线圈以便将相位编码信息提供给 RFMRI 信号。为获得图像, 通常收集所谓“k 空间” (即频率空间) 中的所有数据点。近年来, 已经开发了有意忽略 k 空间的一些数据点。将 RF 接收线圈的时间固有灵敏度信息用于相位编码用于忽略的数据点的信息。这些操作同时发生由此称为并行成像。当与传统的仅梯度相位编码相比时, 收集多个数据点同时要求更少时间来收集相同数据量。可以使用省时来降低总的成像时间, 这对成像组织中的心脏和呼吸运动引起关注的那些应用来说特别有用。可以另外用省时来收集更多数据以便实现更好分辨率或 SNR。“Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics”, SMASH (U. S. 专利 No. 5, 910, 728) 和“Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH): Fast Imaging with Radiofrequency Coil Arrays”, Daniel K. Sodickson and Warren J. Manning, *Magnetic Resonance in Medicine* 38: 591-603 (1997) (均在此引入以供参考) 以及“SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI”, Klaas P. Pruessmann et al., *Magnetic Resonance in Medicine* 42: 952-962 (1999) (也在此引入以供参考) 公开了两种并行成像技术。SMASH 技术利用通过跳过产生相位编码方向中的视场 (FOV) 降低的相位编码线并行成像以及使用由线圈阵列产生的空间谐波来填充 k-空间中的丢失数据点。另一方面, SENSE 技术利用根据跳过一些 k-空间数据点的结果获得的重叠图像, 然后, 通过使用 RF 发射线圈阵列中的各个 RF 发射线圈灵敏度信息, 展开 x-空间 (实空间) 中的重叠图像。

[0013] SENSE 和 SMASH 技术, 或两者的混合方法要求 RF 发射线圈设计中的新的设计需求。在 SMASH 中, 用于阵列的主要准则是能生成其波长在 FOV 级上的正弦波。这是如何确定沿用于阵列的相位编码方向的目标 FOV。传统的阵列设计能包含将产生用于感兴趣目标的最佳 SNR 的元件和阵列尺寸。另外, 传统阵列的用户无需真正选择任何 FOV, 只要严重重叠伪像不是问题。相反, 当使用 SMASH 时, 阵列的大小确定能用在成像中的 FOV 的近似范围。该范围确定近似元件尺寸, 假定如在大多数情况下, 要求 FOV 的全覆盖率。

[0014] SENSE 方法基于通常具有与由线性场梯度实现的效果互补的相位编码效

果的 RF 接收线圈的灵敏度。对 SENSE 成像,线圈阵列元件可以小于普通 / 传统的相控阵列线圈,由此导致基本噪声和几何因子(称为 g 因子)间的折衷。当使用

$SENSE \left( SNR(SENSE) = \frac{SNR(Full)}{g\sqrt{R}} \right)$ ,其中 R 为缩减因子时,由于改进的 g 因子,对 SNR 中的净

增益,已经建议不重叠相邻线圈元件的设计。

[0015] 当静主磁场  $B_0$  变得更大时(例如,大于 3T—见 U.Katscher, et al., Magnetic Resonance in Medicine 49:144-150 (2003)),已经建议发射 SENSE 方法来解决比吸收率(SAR)问题。为示例说明发射 -SENSE 思想,将多个 RF 发射线圈放在正成像的人体周围。每一 RF 发射线圈能传送具有不同相位和大小的其自己的  $B_1$  场。合成  $B_1$  场是来自所有 RF 发射线圈的场的总和。成功实现发射 -SENSE 的一个要求是所有 RF 发射线圈彼此相互解耦。然而,当发射线圈的总数增加时,在所有发射线圈中实现足够的解耦等级变得有挑战性。在发射线圈间实现足够解耦成问题,因为传统的解耦技术,诸如用在 RF 接收阵列线圈中的低输入阻抗前置放大器解耦方法难以在 RF 发射线圈中实现。即,用来解耦 RF 接收线圈的已知方法不容易变换成解耦 RF 发射线圈。由 K. N. Kurpad, et al., 提出的一种解耦方法“A Paralle Transmit Volume Coil with Independent Control of Currents on the ArrayElement”, Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine 13 (2005) 使用高阻抗电流源来驱动 RF 发射线圈。然而,实现这种方法可能不经济。例如,用在该方法中的电源不是工业标准 50 Ohm 阻抗功率 RF 放大器。

## 发明内容

[0016] 通过将单独的 RF 信号大小和相位控制用于多个 RF 发射线圈的每一个,以便 RF 发射线圈就象它们彼此解耦一样起作用,减少这些问题。

[0017] 可以使用 RF 功率放大器和功率分配器,诸如 50ohm RF 功率分配器或可以与每一幅度 / 相位控制信道中的单独的功率放大器一起,使用 RF 信号发生器和信号分离器。在多个幅度 / 相位控制器和 RF 发射线圈之间,分别连接方向耦合器和 / 或发射 / 接收开关。计算机系统基于先前获得的用于 RF 发射线圈的互耦信息,可以产生多个单独的幅度 / 相位控制信号。互耦信息可以是如通过 MRI 控制器实施的短(例如几秒)预成像实验获得的经验导出信息(例如用于指定病人或病人类型)。计算机系统可以基于与每一线圈自电阻、互感和互电阻有关的信息(例如经验导出信息),生成多个单独的控制信号,然后,将多个控制信号分别提供给多个幅度 / 相位控制器的各自的一个。控制信息可以形成矩阵 M,当  $i = j$  时,矩阵 M 的项  $M_{ij}$  表示与发射线圈自电阻有关的信息,当  $i \neq j$  时,表示与那一线圈和发射线圈的另一个之间的互感和互电阻有关的信息。

[0018] 可以使用病人,执行 MRI 系统获得经验数据的操作,以及 MRI 系统的后续操作可以包括 MRI 扫描(相同或不同,但类似类型病人)。

[0019] 操作 MRI 系统来获得所需经验数据的方法可以通过用具有预定幅度和相位的信号,驱动第一 RF 发射副线圈来驱动第一 RF 发射线圈,同时测量在第二 RF 发射线圈的正向(例如互耦)。基于所测量的正向功率以及具有预定幅度和相位的驱动信号,可以导出第一和第二 RF 发射线圈之间的互耦信息(例如,互感和互电阻信息)。接着,基于所获得的互耦信息,在单独的幅度 / 相位控制下,能驱动第一和第二 RF 发射线圈,以便第一和第二 RF 发



射线圈就象彼此解耦一样动作。可以例如通过使用连接到第二 RF 发射线圈的定向耦合器，测量在第二 RF 发射线圈所测量的正向功率。

[0020] 获得自耦合的方法可以包含通过用具有预定幅度和相位的另一信号，驱动第一 RF 发射线圈，生成来自第一（或第二）RF 发射线圈的另一磁场，以及（例如通过定向耦合器）测量在第一（或第二）RF 发射线圈的反射功率。基于所测量的反射功率和具有预定幅度和相位的驱动信号，能确定第一（或第二）RF 发射线圈的自电阻。因此，用于驱动第一和第二 RF 发射线圈的控制也基于所获得的第一（或第二）RF 发射线圈的自电阻及其间的互耦。第一 RF 发射线圈的自电阻、第二 RF 发射线圈的自电阻以及它们的互耦数据能形成矩阵  $M$ ，其中，矩阵项  $M_{11}$  表示第一 RF 发射线圈的自电阻，矩阵项  $M_{12}$  和  $M_{21}$  表示两个方向中的互耦，以及矩阵项  $M_{22}$  表示第二 RF 发射线圈的自电阻。

[0021] 该相同技术能扩展到  $N$  个 RF 发射线圈。例如，通过具有预定幅度和相位的信号，驱动第一 RF 发射线圈，同时测量在其他  $N-1$  个 RF 发射线圈的每一个的正向功率。能基于所测量的正向（即耦合）功率以及驱动信号预定幅度和相位，确定驱动 RF 发射线圈和其他  $N-1$  个 RF 发射线圈的每一个之间的互耦。通过驱动每一逐次线圈，同时从其他线圈收集数据，能导出用于所有  $N$  个线圈的完整控制矩阵。此后，基于所导出的自身和互耦信息，使用单独的幅度 / 相位控制，在 MRI 期间，能驱动 RF 发射线圈的每一个，以致 RF 发射线圈的每一个就象它们彼此解耦一样动作。

[0022] 然后，能在并行 SENSE 成像过程中，操作具有耦合到目标成像容积的多个 RF 发射线圈的 MRI 系统。

[0023] 最好，在短的预成像实验中，导出幅度 / 相位控制数据，同时，待成像的目标存在于成像容积中（例如，因为待成像的目标的特性通常影响线圈的互感）。然而，如果对指定类型病人（例如性别、体重、体格等等），导出互耦数据，可能足以与相同类型的其他病人一起使用。如果足够近似待成像的病人，可以使用适当的测试幻象。

#### 附图说明

[0024] 通过结合附图，仔细地研究下述更详细的描述，将更全面理解和意识到在此所述的示例性实施例的这些和其他目的和优点，其中：

[0025] 图 1 是已知 RF 发射线圈系统的示意图；

[0026] 图 2 是根据一个非限制、示例性实施例的示例性 MRI 系统的整体全系统示意图；

[0027] 图 3 是可以用在图 2 中所示的 MRI 系统中的 RF 发射系统的示例性框图；

[0028] 图 4 是表示在图 3 中示出的系统的各个部件的等效电路的示意图；

[0029] 图 5 是表示在图 4 中示出的等效电路的简化版本的示意图；

[0030] 图 6 是可以用在图 2 中所示的 MRI 系统中的 RF 发射系统的示例性示意图；

[0031] 图 7 是用于测量可以用在图 2 中所示的 MRI 系统中的耦合矩阵的 RF 发射系统的示例性示意图；

[0032] 图 8 是描述操作图 7 中所示的 RF 发射系统的示例性方法的流程图；

[0033] 图 9 是用于测量可以用在图 2 中所示的 MRI 系统中的耦合矩阵的 RF 发射 / 接收系统的示例性示意图；以及

[0034] 图 10 是描述操作图 9 中所示的 RF 发射 / 接收系统的示例性方法的流程图。

### 具体实施方式

[0035] 图 2 是示例性 MRI 系统的主要部件的概述。示例性 MRI 系统包括静磁场线圈 31、梯度磁场线圈 41、多个 N 个独立的 RF 发射线圈 51a-51n 以及 RF 接收线圈 61。计算机系统 21 通过各自的单元 43 和 63, 控制梯度磁场线圈 41 和 RF 接收线圈 61 (以及在一些环境下, 可以具有经单元 33, 与静磁场线圈 31 有关的一些控制)。计算机系统 21 与信号处理单元 73 通信, 该信号处理单元 73 能在显示器 71 上生成由 MRI 应用产生的显示。尽管将发射线圈 51a-51n 和接收线圈 61 描述为单独的线圈, 本领域的技术人员将意识到假定提供适当的 T/R 开关和控制电路, 在 MRI 应用中, 同一线圈可以用于发射和接收 RF 信号。

[0036] 计算机系统 21 还控制 RF 发射系统, 包括 RF 发射线圈 51a-51n, 用于生成用于 RF 发射线圈 51a-51n 的每一个的适当的 RF 驱动信号。在该示例性实施例中, RF 发射系统包括单个标准 50 欧 RF 功率放大器 54、功率分配器 53 和各个幅度 / 相位控制器 52a-52n。图 3 表示 RF 发射系统, 为清楚起见, 发射线圈 51a-51n 和计算机系统 21 与图 2 中所示的 MRI 系统的剩余部分分开。

[0037] 计算机系统 21 单独和独立控制每一幅度 / 相位控制器 52a-52n。因此, 单独和独立地操作分别驱动每一 RF 发射线圈 51a-51n 的 RF 功率的幅度和相位。如在下文中更详细论述, 例如, 可以单独和独立地操作每一幅度 / 相位控制器 52a-52n 的幅度和相位, 以便当这些发射线圈生成合成激发  $B_1$  场时, 有效地使发射线圈 51a-51n 解耦。由此, 能获得非常均匀的激发  $B_1$  场。使用经验导出数据, 确定每一信号驱动发射线圈 51a-51n 的适当幅度和相位, 以便当提供它们各自的  $B_1$  场分量时, 这些线圈就象解耦它们一样动作。

[0038] 图 4 是表示 RF 发射系统的一个信道的等效电路的示意图。等效电路由三个部分组成 (在图 4 中从左到右所示): 发射线圈 ( $L_1$ )、匹配电路 ( $L_m, X_m, C_m$ ) 和 RF 电源 ( $V_1$ )。RF 电源生成 RF 功率以及包括图 3 中所示的幅度 / 相位控制器 52a、52b 或 52n。能与在其他信道中的提供的 RF 功率分离和独立地调制 RF 的每一信道中的 RF 功率的幅度和相位。 $R_1$  是由于导电金属 (例如铜) 损耗和幻象损耗的发射线圈的等效电阻损耗。由线圈加载条件确定电阻损耗  $R_1$  的值。分别由  $C_1$  和  $L_1$  表示发射线圈电容和电感。线圈的电容  $C_1$  和电感  $L_1$  以所需频率  $\omega_0$  彼此谐振。在匹配电路中,  $L_m$  表示来自线圈的残留电感,  $C_m$  表示匹配电容器, 以及  $X_m$  表示匹配电容器或电感器。 $L_m, C_m$  和  $X_m$  形成匹配电路, 将标准 50 欧 RF 功率阻抗变换成线圈损耗的  $R_1$  阻抗, 用于最佳功率传输。

[0039] 图 5 是表示图 4 中所示的等效电路的简化版本的示意图。在该简化版本中, 等效电路由两部分组成: 等效 RF 电源和发射线圈。 $r_1$  的值与用于标准幻象的  $R_1$  的值相等。 $V_1'$  表示由图 4 的  $V_1$  变换的等效电压源。能将  $V_1'$  写为  $f_1(V_1)$ , 以便  $f_1(x)$  是变换函数以及由  $L_m, C_m$  和  $X_m$  确定。

[0040] 当在标准幻象上单独地调谐图 5 的线圈时, 能用下述等式描述电路

$$[0041] \quad I_1 \times (R_1 + r_1) - i \frac{1}{\omega_0 C_1} + i \omega_0 L_1 = I_1 \times R_1' - i \frac{1}{\omega_0 C_1} + i \omega_0 L_1 = I_1 \times R_1' = V_1' \quad (\text{等式 1})$$

[0042] 其中,  $I_1$  是经过电路的电流,  $i$  是虚符号以及  $R_1' = R_1 + r_1$ 。以谐振频率  $\omega_0$ , 来自  $C_1$  和  $L_1$  的阻抗彼此抵消。

[0043] 当将 N 个发射线圈排列在一起组成线圈阵列时, 可以在任何两个线圈之间存在互

感和互 E 场耦合。线圈 i 和 j 之间的互感定义为  $M_{ij}$ 。能将互 E 场耦合特征化为互电阻 R。互电阻  $R_{ij}$  定义为 i 和 j 发射线圈之间的互电阻。当  $B_0$  场增加时,互 E 场耦合效应通常变得更强。然后,等式 1 变为下述形式:

$$[0044] \quad I_i \times R'_i + \sum_{j=1}^N (i\omega_0 M_{ij} + R_{ij}) I_j = V'_i \quad (\text{等式 2})$$

[0045] 即

$$(I_1, I_2, \dots, I_N) \times \begin{bmatrix} R'_1 & i\omega_0 M_{12} + R_{12} & \dots & i\omega_0 M_{1N} + R_{1N} \\ i\omega_0 M_{21} + R_{21} & R'_2 & \dots & i\omega_0 M_{2N} + R_{2N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ i\omega_0 M_{N1} + R_{N1} & i\omega_0 M_{N2} + R_{N2} & \dots & R'_N \end{bmatrix} = (V'_1, V'_2, \dots, V'_N)$$

[0046] (等式 3)

[0047] 或  $I \times M = V'$  (等式 4)

[0048] 其中, I 是线圈单元电流的矩阵, M 是发射线圈的自电阻、互感和互电阻的矩阵(耦合矩阵),以及  $V'$  是驱动电压矩阵。线圈 i 和 j 间的互感和电阻不是仅线圈 i 和 j 间的直接互耦。它是线圈 i 和 j 间以及所存在的所有其他线圈(以及成像的病人组织或一些类似东西)间的耦合。换句话说,线圈 i 和 j 间的耦合是线圈 i 和 j 间的直接耦合和通过其他线圈和环境,诸如病人或幻象,线圈 i 和 j 间的间接耦合的总和。

[0049] 间接耦合路径的数量能很巨大(即,一次耦合、二次耦合等等)。线圈 i 和 j 间的一次耦合的定义是线圈 i 耦合到线圈 k,线圈 k 耦合到线圈 j,以及结果线圈 i 与线圈 j 耦合。N 次耦合的定义是类似的。因此,等式 4 能重写如下:

$$[0050] \quad I = V' \times M^{-1} = V \quad (\text{等式 5})$$

[0051] 其中, V 可以定义为具有维数 1(行)  $\times$  N(列)的虚拟 RF 电源矩阵。V 的每一单元由以预定幅度和相位的所有现有  $V'$  电源组成。将 V 的第 i 线圈定义为  $V_i$ 。 $V_i$  的虚拟电源能仅在线圈 i 产生电流(即,线圈 i 的自己的  $B_i$  场)。

[0052] 通过计算机控制幅度和相位控制器(例如图 2-3 中的控制器 52a-52n 或图 6-7 以及 9 中的控制器 88a-88n),能实现预定幅度和相位。换句话说,可以通过使用受控 RF 电源来实现发射线圈 51a-51n 间的解耦以便产生另外的驱动电压,以补偿(即抵消)由于互耦来自其他线圈的感应电压。因此,实际上,不存在在线圈中流动的感应电流。如果需要,可以由通过在先前时间,由相同 MRI 系统获得的实验数据,确定该另外的补偿电压。

[0053] 对任何指定发射线圈 RF 功率驱动条件,能将驱动电压矩阵写为  $V' \times A$ ,其中 A 是每一线圈的驱动幅度/相位矩阵。 $V' \times A$  能重写为  $(V' M^{-1}) M \times A$ (即所有线圈均视为与作为  $M \times A$  的它们的幅度/相位矩阵解耦)。经相位/幅度控制器 52a-52n 单独和独立控制每一线圈的幅度和相位大大地增加有效隔离发射线圈的方便性。

[0054] 此外,每一 RF 发射线圈的相位和幅度的单独和独立控制允许生成虚拟线圈。例如,假定如果电压  $V_1'$  施加到线圈 1 以及所有其他线圈使能。 $V_1'$  在线圈元件 1 中生成电流  $I_1$ 。由于互耦,在所有其他线圈中感应耦合电流。由此生成扩展  $B_1$  场,每一线圈以不同的各自幅度和大小起作用。具有不同幅度和相位的所有线圈的组合视作  $V_1'$  的“虚拟线圈”。该“虚拟线圈”概念与“虚拟电源”概念类似。

[0055] 图 6 表示可以用在图 2 中所示的 MRI 系统中的 RF 发射系统的替代性示例性实施

例,代替例如图 3 所示的实施例。该另一 RF 发射系统包括 RF 信号生成器 81(例如低功率 RF 信号生成器)、信号分配器 82(也是低功率操作设计)、单独和独立可控幅度 / 相位控制器 83a-83n、功率放大器 84a-84n 以及单独的发射线圈 85a-85n。计算机系统 21 单独和独立地控制幅度 / 相位控制器 83a-83n 以便当发射线圈的每一个产生  $B_1$  场分量,用于在 MRI 应用中激发时,提供线圈解耦。例如,计算机系统 21 可以根据耦合矩阵(如上所述),控制幅度 / 相位控制器 83a-83n,以便产生另外的电压来补偿(即,基本上抵消)由于互耦来自其他线圈的感应电压。信号分配器 82 是 1 至 N 端口设备。信号分离器 82 可以具有相对低的 RF 功率额定值,由此本身仅消耗少量功率。计算机受控幅度 / 相位控制器 83a-83n 也可以是低功率设备。功率放大器 84a-84n 是较高功率设备。然而,如果发射线圈 85a-85n 仅激发部分成像目标(例如病人的一小部分),每一功率放大器 84a-84n 的功率额定值可以远小于传统的单个 RF 功率放大器的功率额定值。

[0056] 图 7 表示可以用在图 2 所示的 MRI 系统中的 RF 发射系统的另一实施例。图 7 中所示的 RF 发射系统能经验地确定每一对发射线圈 85a-85n 间的互耦信息(例如互感和 / 或互电阻)以及每一发射线圈 85a-85n 的自电阻。该经验确定信息可以形成由计算机系统 21 使用的耦合矩阵,以便单独和独立地控制幅度 / 相位控制器 83a-83n。实际上,使用耦合矩阵允许发射线圈 85a-85n 的幅度 / 相位控制器输出具有允许发射线圈 85a-85n 当在随后的 MRI 应用中提供  $B_1$  场分量时,以解耦方式起作用的幅度和相位。

[0057] 图 7 中所示的发射系统的结构与图 6 中所示类似。用相同的参考数字标记共同的元件,以及在此省略这些共同元件的详细描述。与图 6 中所示的实施例不同,在图 7 中所示的 RF 发射系统包括分别连接在 RF 功率放大器 84a-84n 和相应的 RF 发射线圈 85a-85n 间的定向耦合器 87a-87n。每一定向耦合器 87a-87n 形成各个发射信道的一部分以及允许其输入端的大部分功率通向各自的发射线圈 85a-85n。然而,每一定向耦合器 87a-87n 抽取通过其发射信道的 RF 功率的微小部分。所抽取的功率可以是流过发射信道的功率的正向功率或反射功率。通过测量由用于给定信道的定向耦合器抽取的 RF 功率,能确定 RF 功率(正向和反射)的幅度和相位。

[0058] 图 8 示例说明用于操作图 7 中所示的 RF 发射系统以便在执行 MRI 序列前,初始地确定解耦矩阵 M 的示例性过程。该过程的第一步是允许只使用一个线圈及其相应的发射信道(例如当初始地,图 8 中所示的线圈 X 等于 1 时,线圈 1 和相应的发射信道 1)。包括幅度 / 相位控制器 83a、RF 功率放大器 84a 和定向耦合器 87a 的发射信道 1 将预定单位的功率施加到线圈 1(线圈 85a)(步骤 102)。第一信道中的定向耦合器 87a 仅测量来自线圈 1 的反射功率(步骤 103)。来自该测量的数据从定向耦合器 87a 转发到计算机系统 21 以便计算线圈 1 的自耦合(电阻)。在步骤 101-103 期间,禁止所有剩余线圈(线圈 2 至 N)和相应的信道。在完成用于线圈 1 和相应的发射信道 1 的测量后,能将包括步骤 101-103 的相同过程应用于每一发射线圈和相应的发射信道,以便获得用于其他线圈的每一个的自电阻信息(步骤 104)。

[0059] 由此能确定每一对发射线圈 85a-85n 间的互耦信息(例如互感和互电阻)。使能每一信道(步骤 105)。将预定单位(幅度和相位)的功率施加到线圈 1(线圈 85a)(步骤 106)。信道 2 至 N 中的定向耦合器(定向耦合器 87b-87n)测量在各个线圈 2 至 N(线圈 85b-85n)的正向功率(幅度和相位)(步骤 107)以及将相应的数据转发到计算机系统 21,

用于处理。这些各自的测量的每一个确定从线圈 1 至各个线圈 2 至 N 直接或间接（通过相位信息）耦合多少 RF 功率。能使用该信息来确定线圈 1 和 2、线圈 1 和 3... 以及线圈 1 和 N 间的互耦，以便确定用于耦合矩阵 M 的项。

[0060] 然后，对其他 RF 发射线圈 2, 3 等等，重复相同过程，包括步骤 105-107。然而，当在步骤 106 中，线圈 2（线圈 85b）施加预定功率幅度时，在线圈 3 至 N，仅需要采用来自线圈元件 2 的正向功率的测量值（在步骤 107）。即，在线圈 1 不必测量从线圈 2（线圈 85b）转发到线圈 1（线圈 85a）的功率，因为由于线圈 1 和 2 间的任一方向中的耦合间的互易性，已经确定互耦信息，需要该互耦信息来确定线圈 1 和 2 间的耦合矩阵的部分。因此，对线圈元件 N，不必重复包括步骤 105-107 的相同过程，因为通过来自已经通过步骤 105-107 的前述执行获得的信息的互易性，应当可导出确定用于线圈 N 的耦合矩阵所需的所有互耦信息。

[0061] 在完成步骤 108 后，基于在步骤 101-107 中所进行的各种经验测量，完全能确定耦合矩阵 M（步骤 109）。当  $i = j$  时，矩阵项  $M_{ij}$  将包括 RF 发射线圈 85a-85n 的一个的自电阻。例如，矩阵项  $M_{11}$  将包括 RF 发射线圈 1（线圈 85a）的自电阻。由如上所述，从 RF 发射线圈 1 所确定的步骤 101-103 所获得的测量，确定 RF 发射线圈 1 的自电阻。如另一例子，矩阵项  $M_{22}$  包括 RF 发射线圈 2（线圈 85b）的自电阻，其是由在执行用于 RF 发射线圈 2 的步骤 101-103 中获得的测量确定的。当  $i \neq j$  时，矩阵项  $M_{ij}$  将包括互耦（例如互感和互电阻）信息。例如，矩阵项  $M_{12}$  或  $M_{21}$  将包括当将功率施加到线圈 1 时，由在执行步骤 105-107 期间获得的测量值确定的互耦信息，以及在线圈 2 测量的正向功率，或反之亦然。

[0062] 然后，可以校验耦合矩阵。用于校验耦合矩阵 M 的有效性的一个示例性方法是将虚拟电源  $i$  应用于 RF 发射线圈  $i$ 。如果耦合矩阵 M 有效，那么仅在那一相应信道中的定向耦合器将显示出所检测的正向功率。（其他信道的）所有其他定向耦合器将不显示检测 RF 功率（即无正向或反射功率）。

[0063] 如将理解到，解耦补偿矩阵定义添加到 RF 发射线圈驱动电流的电流分量以便抵消由线圈间的耦合引起的不期望电流。通过有效增加这些耦合抵消电流，实际上，使 RF 发射线圈彼此解耦。

[0064] 图 9 表示可以用在图 2 中所示的 MRI 系统中的示例性 RF 发射 / 接收系统。图 9 中所示的 RF 发射 / 接收系统可以在 MRI 系统中实现，该 MRI 系统能执行测量以便确定耦合矩阵，以及接着将该信息用在耦合矩阵中以便在目标的 MRI 扫描中解耦 RF 发射线圈。

[0065] 由于电流产生磁场以及反之亦然，能利用磁场信息来计算耦合矩阵 M。图 9 中所示的发射 / 接收系统满足该任务。与其他实施例的先前所述部件类似的图 9 中所示的系统的部件已经使用相同的参考数字标记。将仅详细地描述与前述实施例的区别。图 9 中所示的发射 / 接收系统包括分别连接在多个定向耦合器 87a-87n 和多个 RF 发射线圈 85a-85n 间的多个发射 / 接收 (T/R) 开关 86a-86n。系统还包括分别连接到多个 T/R 开关 86a-86n 的多个低噪声前置放大器 88a-88n 和接收机 89a-89n。

[0066] 图 10 示例说明操作图 9 中所示的发射 / 接收系统以便确定耦合矩阵的示例性方法。然后，同一系统能使用耦合矩阵的信息以便单独和独立地确定在后续 MRI 过程中，驱动 RF 发射线圈的每一信号的适当幅度和相位，以确保 RF 发射线圈就象它们彼此解耦一样动作。也获得其他好处，诸如产生均匀场。

[0067] 适当幻象 90（或病人）位于 MRI 系统的成像容积中（步骤 121）。使能线圈的一个

和其相应信道（例如初始地  $X = 1$ ，线圈 1 和相应信道 1）（步骤 122）。然后，将 RF 功率施加到线圈 1（线圈 85a）（步骤 123）。在步骤 123 期间，将 T/R 开关 1（开关 86a）放在发射位置中。根据所施加的功率的结果，从线圈 1 发出的  $B_1$  场激发线圈 1 稍后能检测的幻象（或病人）的核自旋。

[0068] 在完成发射阶段后，将 T/R 开关 1（开关 86a）切换到接收模式。低噪声前置放大器（前置放大器 88a）和接收机 1（接收机 89a）测量在线圈 1，来自幻象（或病人）的激发自旋的 NMR 信号，以及将相应数据提供给计算机系统 21。在通过信道 1 的激发和测量后，不使能其他信道。因此，信道 1 仅测量在信道 1 的 NMR 信号（步骤 124）。

[0069] 通过所施加的 RF 功率，确定 NMR 信号幅度和相位。通过多个 RF 功率设定值，能由该步骤测量所施加的 RF 功率和 NMR 信号间的响应函数。基于 NMR 测量，能确定用于线圈 1 的自电阻信息。然后，对所有其他线圈 / 信道，重复相同过程（包括步骤 122-124）（步骤 125）。由此，对每一线圈，确定自电阻信息。

[0070] 然后，使能所有线圈和信道（步骤 126）。经信道 1（初始地，线圈 / 信道  $X = 1$ ），将 RF 功率施加到线圈 1，以及使能的所有其他信道 / 线圈（步骤 127）。将来自线圈 1 的发射 RF 功率耦合到所有剩余线圈。因此，所有其他线圈产生它们自己的  $B_1$  场，这激发它们自己上的幻象（或病人）的核自旋。每一信道中的低噪声前置放大器 88n 和接收机 89n 从激发的自旋接收 NMR 信号（步骤 128）以及将相应的数据提供给计算机系统 21。由于已经确定 RF 功率和 NMR 信号间的响应函数，能计算在发射阶段，线圈间的互耦信息。使用该互耦信息来提供表示耦合矩阵 M 中的互感和 / 或电阻的项。

[0071] 然后，对直到信道 / 线圈 N-1 的所有其他信道和线圈，重复包括步骤 126-128 的上述步骤（步骤 129）。如上所述，通过互易性关系和先前获得的数据，能确定将信道 / 线圈 N 施加 RF 功率以便检测所有其他信道 / 线圈的响应的测量。然后，计算机系统 21 确定和存储耦合矩阵 M（步骤 130）。然后，耦合矩阵的信息可用于单独和独立地控制幅度 / 相位控制器 83a-83n 以便在后续 MRI 扫描过程中，解耦发出  $B_1$  场分量的 RF 发射线圈。在后续 MRI 过程期间，能发出非常均匀的场  $B_1$ 。

[0072] 在发射阶段，传统上不需要使 RF 发射线圈彼此解耦。然而，传统上，在接收阶段，需要使线圈相对于彼此解耦，因为例如，两个线圈间的隔离非常小。如果允许每一线圈的 NMR 信号在接收阶段彼此耦合，那么可能破坏在发射阶段，线圈间的耦合信息。

[0073] MRI 应用中的传统相位阵列接收线圈要求线圈元件间的相当强的隔离。因此，通过将适当的 T/R 开关增加到每一线圈和发射信道（以及控制电路），可以在任何现有的多信道接收阵列线圈上实现包括用于经多个解耦、单独和独立的可控发射线圈，确定例如在图 8 和 10 中所述的耦合矩阵 M 以及接着使用该耦合矩阵来提供激发的过程的示例性实施例。由此，示例性实施例与在 SENSE 重构下执行的接收线圈的  $B_1$  灵敏度校准类似。在具有独立可调幅度和相位的多信道的 RF 电源的示例性实施例中，实现 RF 发射线圈的  $B_1$  灵敏度校准。

[0074] 最好，稍后成像的实际病人位于 MRI 成像容积中，而不是图 10 的步骤 121 中的幻象。然后，基于从病人获得的测量，完成步骤 122-130 以便确定耦合矩阵 M。由此，耦合矩阵 M 将提供用于在单独和独立可控幅度 / 相位控制器 83a-83n 中的适当幅度和相位调整的基础，以便当稍后成像相同病人时，可以以解耦方式驱动发射线圈 85a-85n。也可以将使用特定病人确定的耦合矩阵 M 用作用于确定用于第二（不同）病人的发射线圈驱动信号的适当

幅度和相位的基础,只要与用于第一病人(用在执行步骤 121-130 中来确定耦合矩阵)的 MRI 有关的属性与第二病人的足够类似。

[0075] 尽管已经描述了上述示例性实施例,本领域的技术人员将理解到可以使用许多变形、改进和等效配置,同时仍然保留本发明的一些或全部新颖特征和优点,由此落在预定的权利要求的范围中。

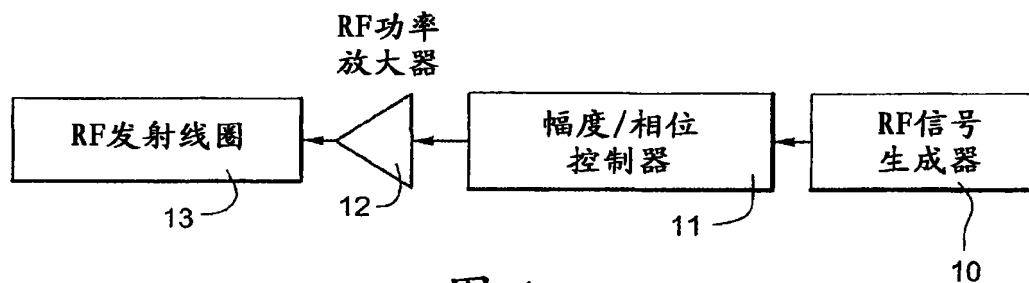


图 1  
(现有技术)

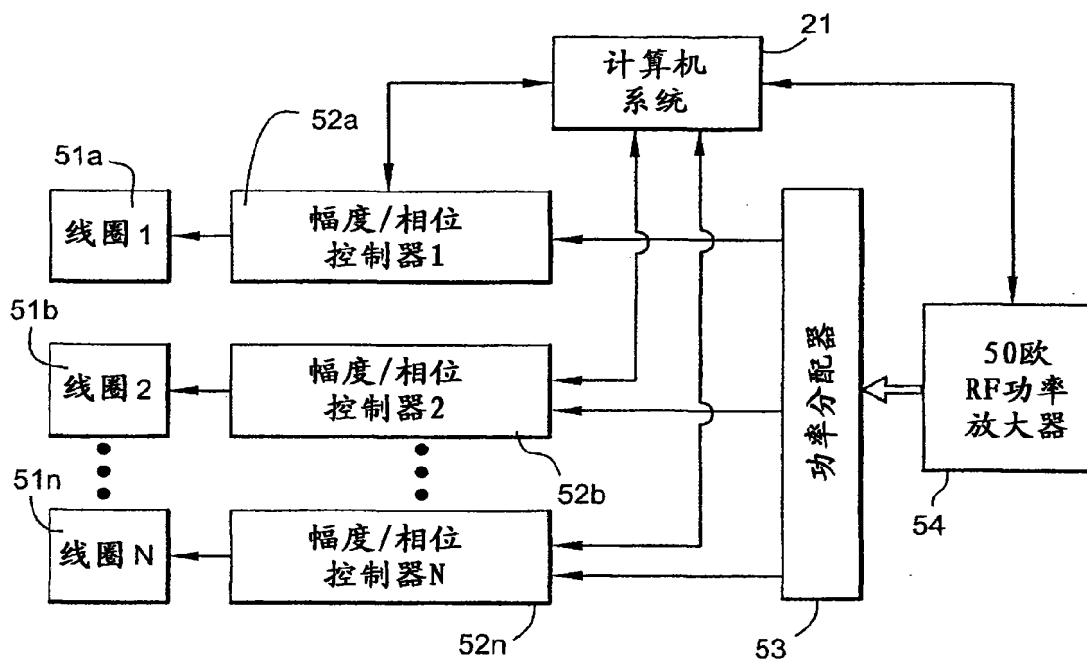


图 3



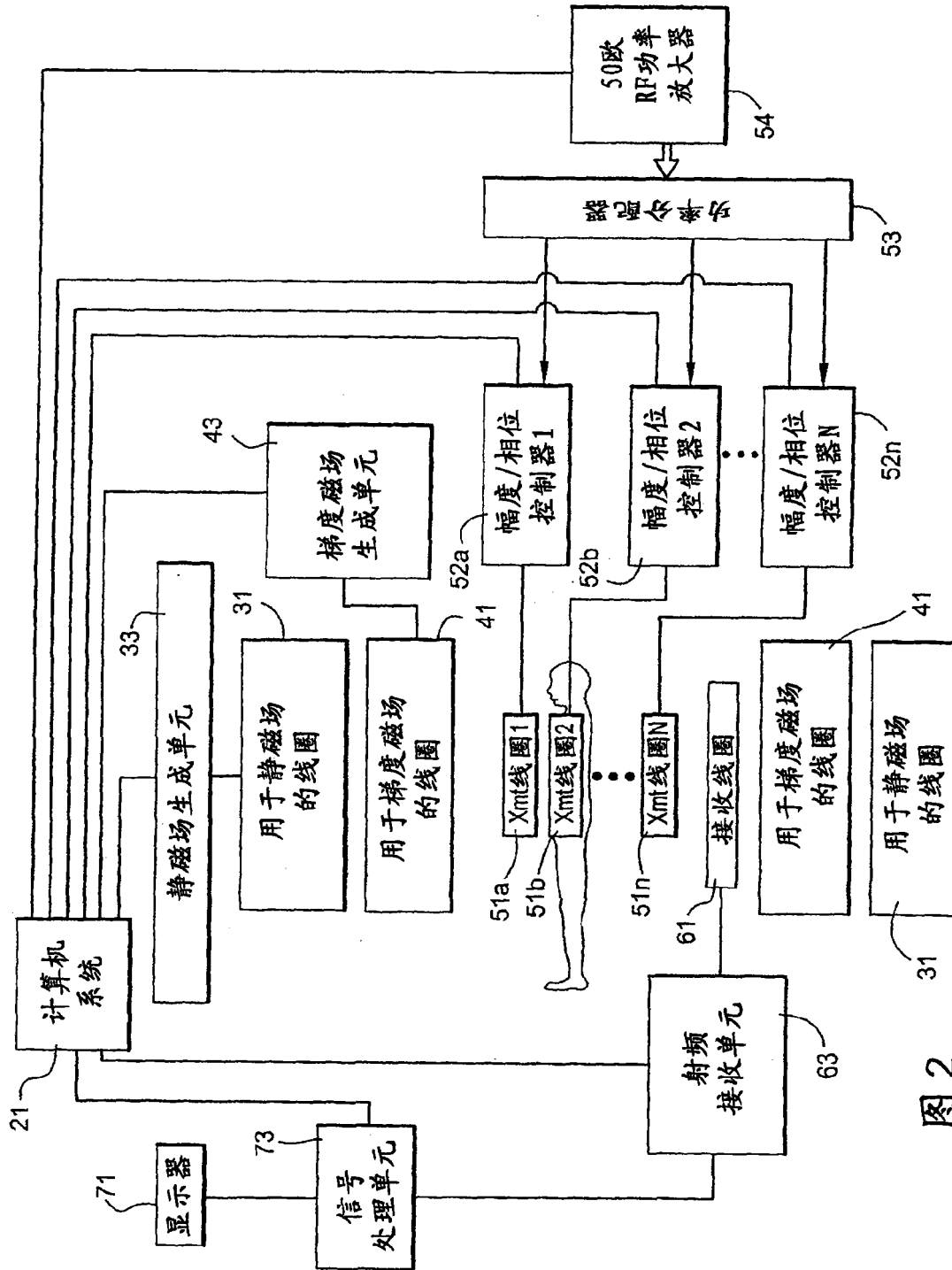


图 2

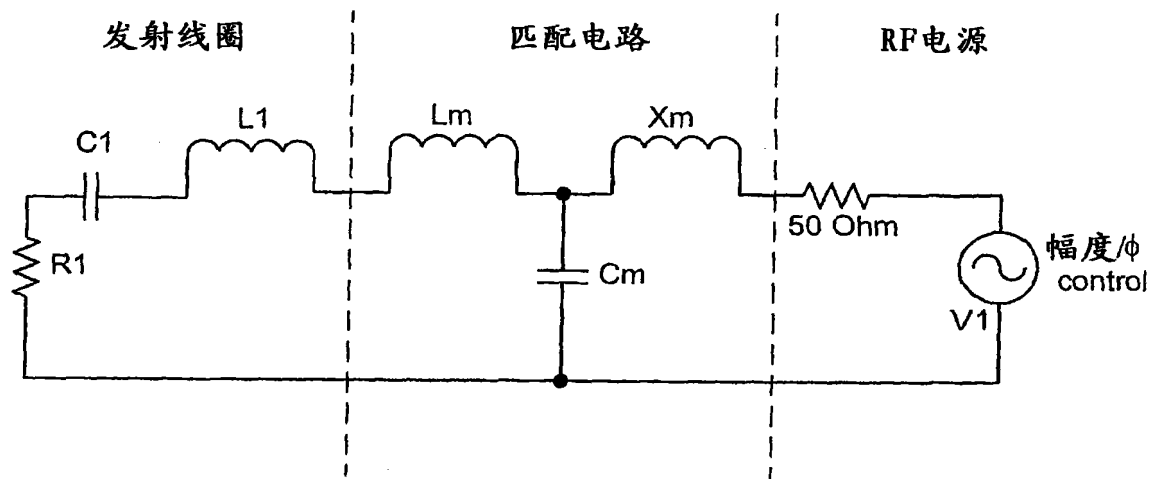


图 4

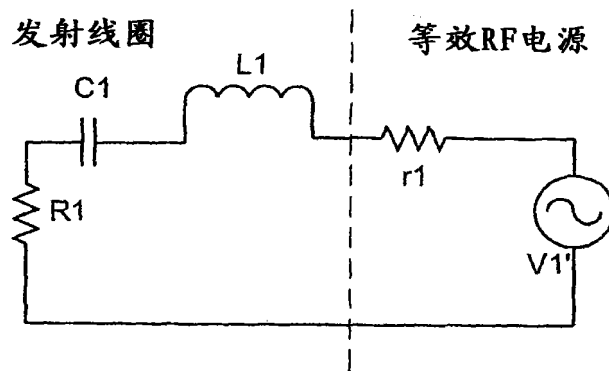
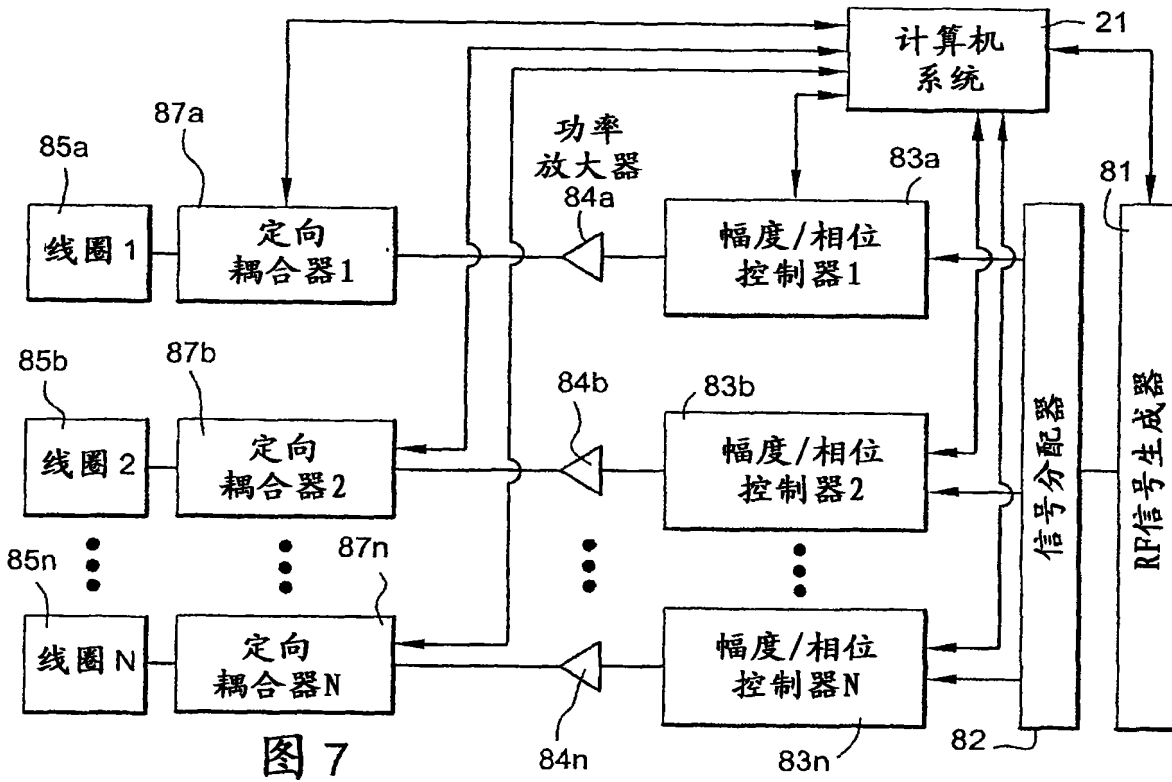
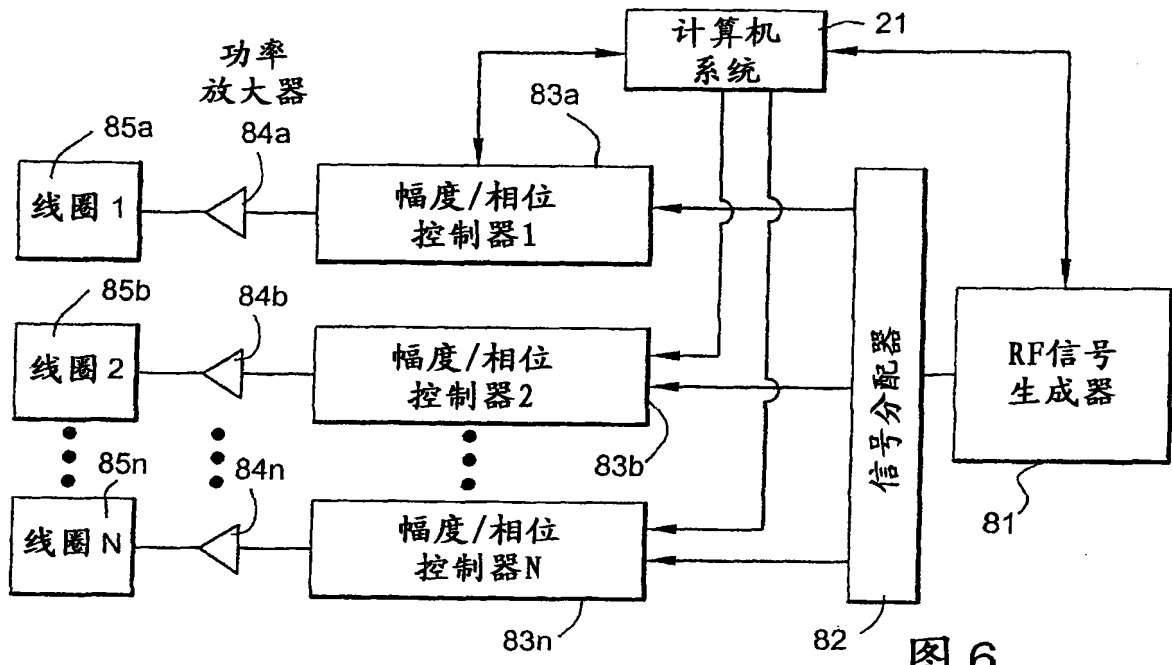


图 5



(X= 线圈/信道数)  
(N= 线圈/信道的总数)

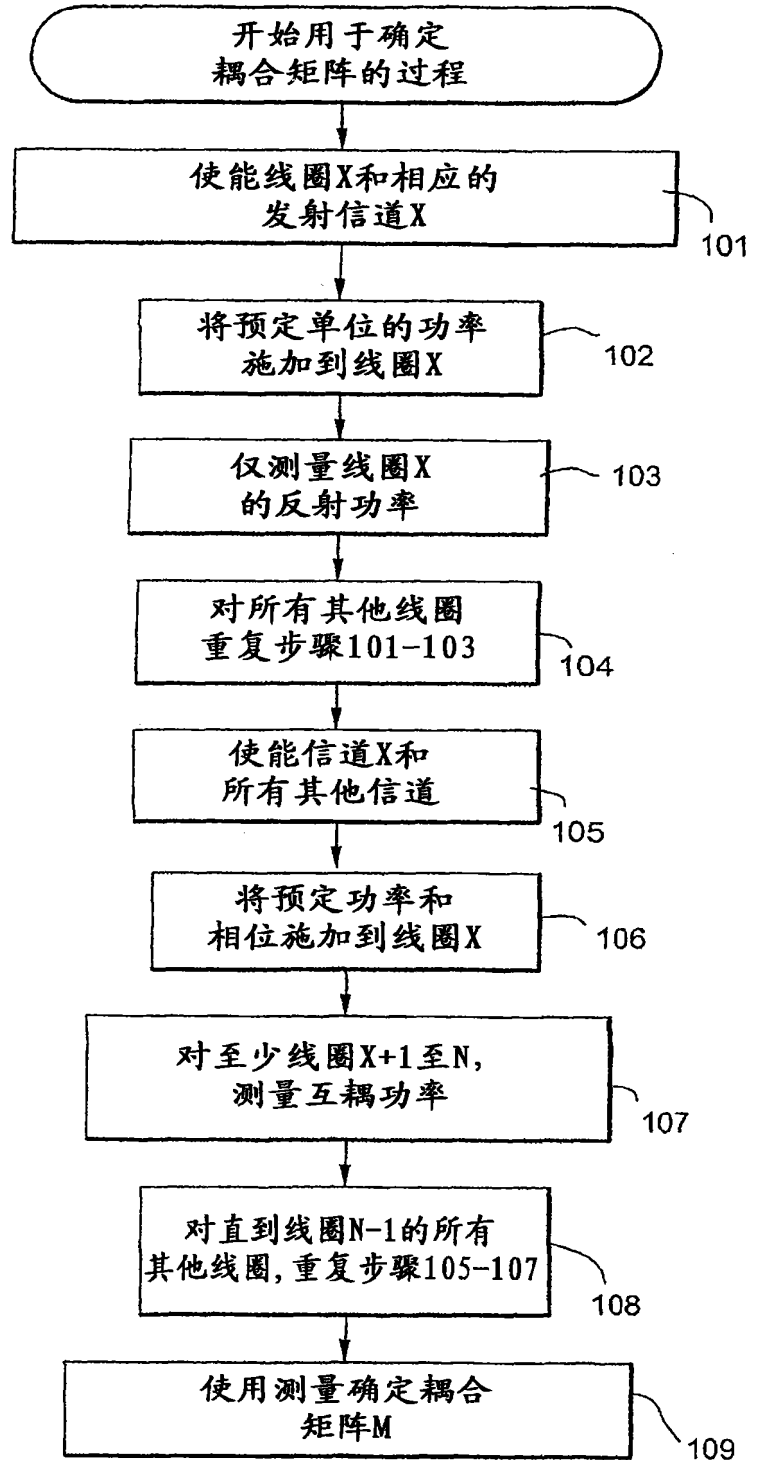


图 8

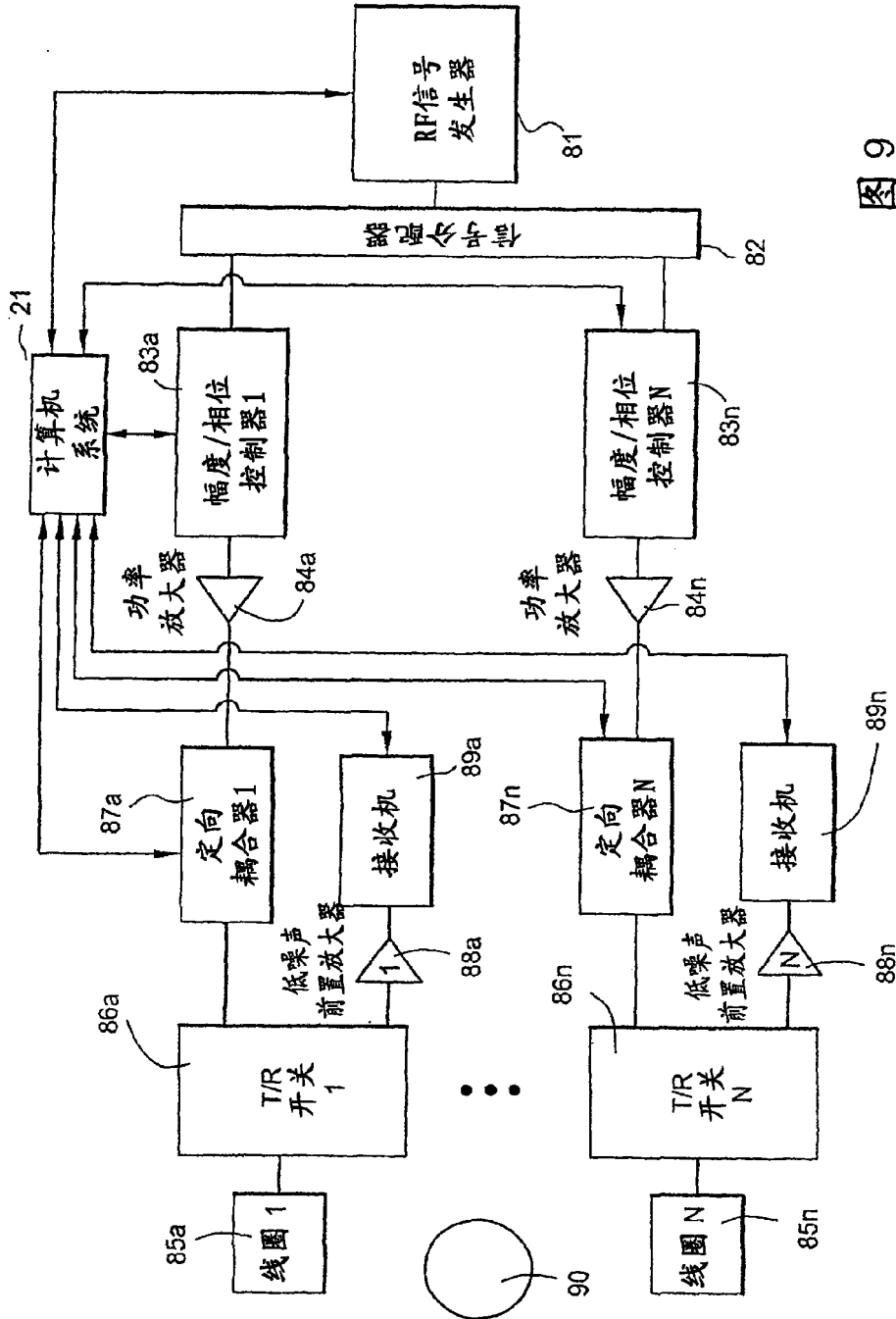


图9

(X= 线圈/信道数)  
(N= 线圈/信道的总数)

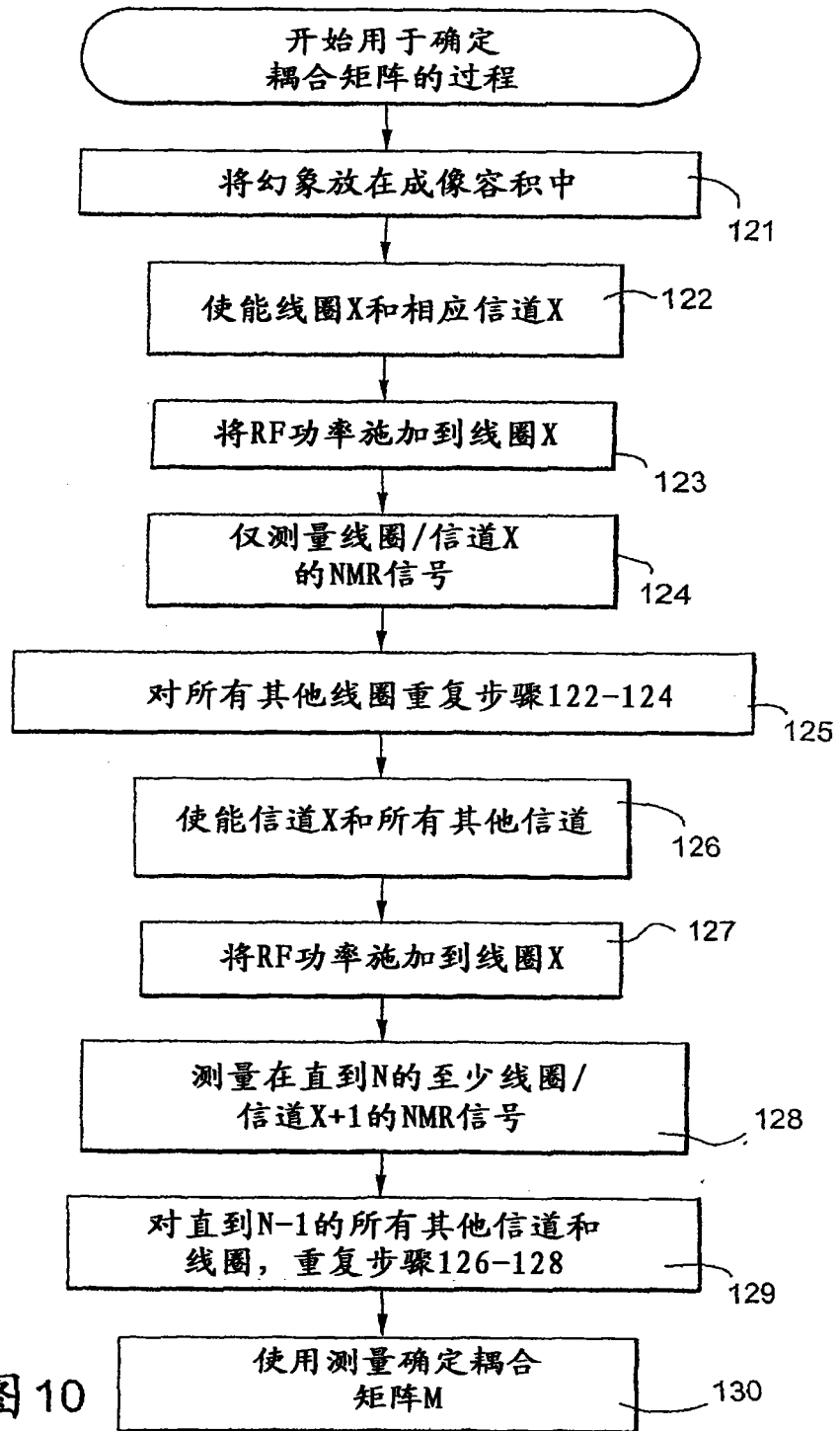


图 10