

1. 一种操作具有第一线圈和第二线圈的磁共振成像系统以获得成像容积的方法, 所述方法包括:

在第一模式中, 通过使用所述两个线圈的场的和获得成像容积; 以及

在第二模式中, 通过使用所述两个线圈的场的差获得成像容积,

其中 $P1$ 和 $S1$ 是第一线圈的主半径和屏蔽半径, $P2$ 和 $S2$ 是第二线圈的主半径和屏蔽半径, 并且 $P1 < P2 < S1 < S2$, 所述方法包括通过设定主半径和屏蔽半径分别为 $P2$ 和 $S1$ 来获得小成像容积线圈的电流密度, 并且用 $D1$ 表示该电流密度。

2. 根据权利要求1的方法, 进一步包括通过设定主半径和屏蔽半径分别为 $P2$ 和 $S2$ 来获得大成像容积线圈的电流密度, 并且用 $D2$ 表示该电流密度。

3. 根据权利要求2的方法, 进一步包括用 $E1 = 0.5 * (D1 + D2)$ 表示第一线圈的初始电流密度。

4. 根据权利要求2的方法, 进一步包括用 $E2 = 0.5 * (D1 - D2)$ 表示第二线圈的初始电流密度。

5. 根据权利要求4的方法, 进一步包括将第二线圈在半径 $P2$ 的电流密度转换到在半径 $P1$ 的电流密度, 使得第二线圈的内部场不改变。

6. 一种磁共振成像系统, 包括:

至少一个第一线圈; 以及

至少一个与所述第一线圈电磁耦合的第二线圈;

所述成像系统被配置成:

在第一模式中操作时, 通过使用所述第一线圈和所述第二线圈的场的和来获得小成像容积; 以及

在第二模式中操作时, 通过使用所述第一线圈和所述第二线圈的场的差来获得大成像容积,

其中 $P1$ 和 $S1$ 是第一线圈的主半径和屏蔽半径, $P2$ 和 $S2$ 是第二线圈的主半径和屏蔽半径, 并且 $P1 < P2 < S1 < S2$, 通过设定主半径和屏蔽半径分别为 $P2$ 和 $S1$ 来获得小成像容积线圈的电流密度, 并且用 $D1$ 表示该电流密度。

7. 根据权利要求6的系统, 进一步包括通过设定主半径和屏蔽半径分别为

P2 和 S2 来获得大成像容积线圈的电流密度，并且用 D2 表示该电流密度。

8. 根据权利要求 7 的系统，进一步包括用 $E1=0.5*(D1+D2)$ 表示第一线圈的初始电流密度。

9. 根据权利要求 7 的系统，进一步包括用 $E2=0.5*(D1-D2)$ 表示第二线圈的初始电流密度。

10. 一种利用磁共振系统对一个目标成像的方法，所述方法包括：

使用第一线圈和第二线圈的场的和成像第一容积；以及

使用第一线圈和第二线圈的场的差成像第二容积，包括反转第二线圈的磁场以便将场的和切换成场的差，其中第一成像容积的场为 B1，第二成像容积的场为 B2，第一线圈的场表示为 C1 而第二线圈的场表示为 C2，所述方法包括选择 C1 和 C2 以使得 $C1+C2=B1$ ，而 $C1-C2=B2$ ；和进一步其中 P1 和 S1 是第一线圈的主半径和屏蔽半径，P2 和 S2 是第二线圈的主半径和屏蔽半径，并且 $P1<P2<S1<S2$ ，和所述方法还包括通过设定主半径和屏蔽半径分别为 P2 和 S1 来获得第一成像容积线圈的电流密度，并且用 D1 表示该电流密度。

11. 据权利要求 10 的方法，进一步包括通过设定主半径和屏蔽半径分别为 P2 和 S2 来获得第二成像容积线圈的电流密度，并且用 D2 表示该电流密度。

用于视图梯度线圈的复合场的方法和设备

技术领域

本发明通常涉及磁共振，更特别地，涉及利用和与差的方法从视图梯度线圈的复合场中产生图像的方法和系统。

背景技术

磁共振成像系统包括用于产生线性磁场梯度的梯度线圈，该线性磁场梯度用于空间编码。梯度线圈典型地被设计为最佳的强度、转换速率，以及有效的成像容积。梯度线圈的成像速度与产品的强度和转换速率大致成比例。通常，有效的成像容积越大，成像速度越低。因此，为整个成像的执行所设计的线圈比设计成最佳低容量的应用中的线圈要少，诸如，例如，头部应用。

为了克服这个困难，提出了视图梯度线圈的二重场。在视图梯度线圈的二重场中，提供了用于每个梯度轴的一组两个或多个电子分离线圈以及可以切换以便在两个或多个不同的模式中执行操作的单独的一组线圈，借此与在较低的成像速度时提供大成像容积的其他模式相比，一种模式通过小成像容积提供较高的成像速度。

然而，由于主线圈和屏蔽线圈的物理空间的需求，视图线圈的二重场不能获得由用于优化所给定成像容积的单个线圈所提供的性能。用于所给定成像容积的成像效率是成像速度（强度 次数 转换速率）除以由梯度放大器提供的当前次数电压。主线圈和屏蔽线圈之间的间距越大，成像效率越高。

在决定视图线圈的最佳二重场的布局以提供最高成像效率上存在许多尝试。用于优化视图线圈二重场布局的一种方法是使用单一的主模型和屏蔽模型，并且在每个模型表面上创建两个或多个可切换电路。这种方法存在的问题是有关场线性优化的灵活性降低，或者换句话说，是在多路导线交叉构造时的困难。

第二种方法使用两组单独的主线圈和屏蔽线圈。为一个成像容积提供一组主线圈和屏蔽线圈，并且为另一个成像容积提供另一组主线圈和屏蔽线圈。这种方法存在的问题是任一组线圈的效率很低，或者两组线圈的效率都适度地降

低。这种方法是通常被称为“双胞胎”的结构。

近来，已经开发了一种“主加校正器”的方法。在该主加校正器方法中，一个线圈（主线圈）用于两个成像容积，而另一个线圈（校正线圈）用于提高成像容积。因此，用单独的主线圈获得小成像容积，而用主线圈和校正线圈同时操作可以获得大成像容积。这种方法通过对每个容积使用两组单独的线圈提高了成像效率。然而，在该主加校正器结构中，由主线圈的增益决定两个容积的增益（每一个单元电流的梯度强度），这有一个问题，因为一般地以较高增益操作的主线圈具有较小的成像容积结构而不是较大的成像容积结构。

发明内容

一方面，提供了一种操作具有第一线圈和第二线圈的磁共振成像系统以获得成像容积的方法。该方法包括，在第一模式中，通过使用两个线圈的场的和获得成像容积，以及，在第二个模式中，通过使用两个线圈的场的差获得成像容积。

另一方面，提供了一种磁共振成像（MRI）系统。该系统包括至少一个第一线圈，以及至少一个与第一线圈电磁耦合的第二线圈。该成像系统被配置成用于在第一模式中操作以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的和获得成像容积，以及在第二模式中操作以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的差获得成像容积。

在另一方面，提供了一种利用磁共振系统使一个目标成像的方法。该方法包括使用第一线圈和第二线圈的场的和成像第一容积，以及使用第一线圈和第二线圈的场的差成像第二容积。

在另一方面，提供了一种计算机可读介质。该介质被编码以具有这样的程序结构：命令计算机在第一模式中激励第一线圈和第二线圈以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的和获得成像容积，以及在第二模式中激励第一线圈和第二线圈以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的差获得成像容积。

另一方面，提供了一种计算机。该计算机被配置成用来接收包括小模式和大模式的模式指示，当指示为大模式时，在第一模式中激励第一线圈和第二线圈以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的和获得成像容积，以及当指示为小模式时，在第二模式中激励第一线圈和第二线圈以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的差获得成像容积。

附图说明

图1是磁共振成像(MRI)系统的示意框图。

具体实施方式

在此描述了一种方法和设备,其利用用于在MRI和NMR磁场发生器中使用的视图梯度线圈的二重场的和与差的方法。对于每个轴使用两个线圈并且这两个线圈都用于小成像容积和大成像容积。然而在一个模式中,其中的一个线圈的磁场被反向。更具体地说,在第一模式中,通过使用两个线圈的场的和获得成像容积而在第二模式中,通过使用两个线圈的场的差获得成像容积。

正如在此使用的,单独引用并放在元件或步骤之前的单词“一个”将被理解为不排除多个元件或步骤,除非该排除被明确地引用。此外,参考本发明的“一个实施例”并不被解释为排除其它也结合所引用特征的实施例的存在。另外,参考主线圈设想多个线圈,因此术语主线圈和多个主线圈在这里被交换地使用。同样的原因,术语屏蔽线圈和多个屏蔽线圈在这里也被交换地使用。

图1是磁共振成像(MRI)系统10的实施例的框图,其中在此描述的系统和方法被执行。MRI10包括一个操作员控制台12,该控制台包括键盘和控制面板14以及显示器16。操作员控制台12通过链接18与分离的计算机系统20通信从而允许操作员控制屏幕16上的图像的产生和显示。计算机系统20包括通过底板相互通信的多个模块22。在该典型的实施例中,模块22包括图像处理模块24,CPU模块26和存储器模块28,这里也涉及用于存储图像数据阵列的帧缓冲器。计算机系统20被链接到磁盘存储单元30和磁带驱动器32以方便地存储图像数据和程序。计算机系统20通过高速串行链接36与分离的系统控制34通信。

系统控制34包括用底板(没有示出)电耦合的多个模块38。在该典型的实施例中,模块38包括CPU模块40和使用串行链接44与操作员控制台12电耦合的脉冲发生器模块42。链接44使在操作员控制台12与系统控制34之间便于传输和接收命令,从而允许操作员输入系统10将要执行的扫描序列。脉冲发生器模块42指示系统部件来执行所需要的扫描序列,并且产生将要生成的射频脉冲的定时、强度和形状的数据指示,以及数据采集窗口的定时和长度的数据指示。脉冲发生器模块42与梯度放大器系统46电耦合并且将扫描过程中产生的梯度脉冲的定时和形状的信号指示提供给梯度放大器系统46。脉冲

发生器模块 42 也被配置成用于从生理采集控制器 48 中接收病人数据。在该典型的实施例中，生理采集控制器 48 被配置成用于从指示病人的生理状况的多个传感器中接收输入，诸如但不限于来自与病人连接的电极的 ECG 信号。脉冲发生器模块 42 与扫描室接口电路 50 电耦合，该扫描室接口电路被配置成用于从指示病人状况的各种传感器以及磁系统中接收信号。扫描室接口电路 50 也被配置成传输命令信号，例如但不限于，传输用于移动病人到需要的位置的命令信号到病人定位系统 52。

由脉冲发生器模块 42 产生的梯度波形被输入到包括 G_x 放大器 54、 G_y 放大器 56、以及 G_z 放大器 58 的梯度放大器系统 46。每个放大器 54，56，和 58 激发梯度线圈装置 60 中相应的梯度线圈来产生多个用于位置编码获取信号的磁场梯度。在该典型的实施例中，梯度线圈装置 60 包括含有极化磁铁 64 和整体射频线圈 66 的磁铁装置 62。

在使用中，位于系统控制 34 中的收发机模块 70 产生通过射频放大器 72 放大的多个电脉冲，该射频放大器 72 通过使用发射/接收开关 74 与射频线圈 66 电耦合。由病人中的激发核子所辐射的合成信号被射频线圈 66 检测并且通过发射/接收开关 74 传送到前置放大器 76。然后被放大的 NMR（核磁共振）信号在收发机 70 的接收器部分中被解调、过滤、以及数字化。通过脉冲发生器模块 42 的信号来控制发射/接收开关 74，以便在传送模式时将射频放大器 72 电连接到线圈 66，在接收模式时与前置放大器 76 连接。发射/接收开关 74 也使分离的射频线圈（例如，表面线圈）能够在发送或接收两种模式下使用。

由射频线圈 66 接收的 NMR 信号被收发机模块 70 数字化并且被传输到系统控制 34 中的存储器模块 78 中。当扫描结束时在存储器模块 78 中获得原始的 k 空间数据阵列。该原始的 k 空间数据被重新安排成单独的 k 空间数据阵列用于重建每一个心脏的相位图，这些数据阵列中的每一个被输入到阵列处理器 80 中，并被以傅立叶的形式转变为图像数据阵列。该图像数据通过串行链接 36 被传送到计算机系统 20，并在那里被存储到磁盘存储器 30 中。在一个实施例中，响应从操作员控制台 12 中接收的命令，该图像数据在磁带驱动器 32 上被存档，在第二个实施例中，由图像处理器 24 进一步处理该图像数据，将该图像数据传送到操作员控制台 12 并且在显示器 16 上显示。

在一个示例性实施例中，对于每个轴使用两个线圈或多个线圈，与主加校

正器结构类似。然而，与主加校正器结构不同，两个线圈均用于小成像容积和大成像容积，这是因为在一个模式中，其中的一个线圈的磁场被反向。在这个例子中，小成像容积的希望的场为 B_1 ，而大成像容积的希望的场为 B_2 。此外，来自第一线圈的场被表示为 C_1 并且来自第二线圈的磁场被表示为 C_2 。然后选择 C_1 和 C_2 并且使得 $C_1 + C_2 = B_1$ ，而 $C_1 - C_2 = B_2$ 。换句话说，通过使用两个线圈的场的和获得一个成像容积，并且通过使用两个线圈的场的差获得另一个成像容积。在该例子中，使用的术语“线圈”包括主线圈和屏蔽线圈。因此，虽然上面仅仅涉及两个线圈，实际上存在两组两个线圈。这种“和与差”结构的优点是用于场 B_1 和 B_2 的有效增益不必相同。因此在配置两个不同成像容积的性能方面更加灵活。同时，虽然通过调节 B_1 和 B_2 之间的增益比例可以在主加校正器结构上提高视图模式的小场中的感应系数，但是这种提高非常的小。该主加校正器结构的另一个优点是视图线圈的大磁场具有较低的阻抗。因此该和与差结构允许在小和大成像容积模式之间较好地折衷热损失。

存在许多配置线圈 C_1 和 C_2 所要求的电流密度的方式。一个示例配置如下：

- (1) 假设 P_1 , P_2 , S_1 , S_2 分别为 1 号和 2 号线圈的主半径和屏蔽半径。并且假设 $P_1 < P_2 < S_1 < S_2$ 。
- (2) 通过假设主半径和屏蔽半径分别为 P_2 和 S_1 来获得小成像容积线圈的电流密度。然后该电流密度被表示为 D_1 。
- (3) 通过假设主半径和屏蔽半径分别为 P_2 和 S_2 来获得大成像容积线圈的电流密度。然后该电流密度被表示为 D_2 。
- (4) 根据 $E_1 = 0.5 * (D_1 + D_2)$ 给出线圈 C_1 的初始电流密度。
- (5) 根据 $E_2 = 0.5 * (D_1 - D_2)$ 给出线圈 C_2 的初始电流密度。
- (6) 然后定义用于半径 P_2 和 S_1 的电流密度 E_1 （用于线圈 1）。然后该电流密度被转换至在半径 P_1 和 S_1 下的等效电流密度 E_1' 。可以使用下述的过程来分析执行该转换。

线圈的电流密度被转换为对于具有不同半径的圆柱体的等效电流密度。电流密度模式的转换与确定最佳屏蔽电流时使用的算法相同；并且基于由所给定的圆柱体电流密度产生的场的柱谐波级数展开。在 CRC 出版社，1999 年出版的 Jianming Jin 的书“磁共振成像中的电磁分析和设计 (Electromagnetic Analysis

and design in Magnetic Resonance Imaging) ” 中描述了更多的原理。

原理

如果半径为 a 的圆柱体上的方位电流密度在 z 方向中的第 m 个傅立叶分量为

$$j_{\phi}^m(k) = \int \sum_{-\infty}^{\infty} e^{-im\phi} e^{-ikz} J_{\phi}(\phi, z) dz, \quad [1]$$

然后圆柱体中的场的 z 分量为

$$B_z(\rho, \phi, z) = -\frac{\mu_0 a}{2\pi} \int \sum_{-\infty}^{\infty} e^{im\phi} e^{ikz} |k| j_{\phi}^m(k) I_m(|k|\rho) K_m'(|k|a) dk. \quad [2]$$

对于半径为 b 的屏蔽的屏蔽条件为

$$b j_{b\phi}^m(k) I_m'(|k|b) = -a j_{a\phi}^m(k) I_m'(|k|a). \quad [3]$$

通过设置等式 2 获得屏蔽线圈的场

$$a j_{a\phi}^m(k) K_m'(|k|a) \rightarrow a j_{a\phi}^m(k) K_m'(|k|a) + b j_{b\phi}^m(k) K_m'(|k|b) \quad [4]$$

使用等式 3, 右边可以写成

$$a j_{a\phi}^m(k) \left[K_m'(|k|a) - K_m'(|k|b) \frac{I_m'(|k|a)}{I_m'(|k|b)} \right]. \quad [5]$$

为了将半径分别为 a 和 b 的主线圈和屏蔽线圈的梯度线圈转换为半径分别为 c 和 d 的主线圈和屏蔽线圈的梯度线圈, 然后对于新半径上的主电流密度的条件, 使得内部场与以下相同

$$c j_{c\phi}^m(k) \left[K_m'(|k|c) - K_m'(|k|d) \frac{I_m'(|k|c)}{I_m'(|k|d)} \right] = a j_{a\phi}^m(k) \left[K_m'(|k|a) - K_m'(|k|b) \frac{I_m'(|k|a)}{I_m'(|k|b)} \right] \quad [6]$$

这种转换可以在不改变线圈中的场的情况下完成。

与计算机系统 20 链接的操作员控制台 12 允许操作员在产生过程中选择使用哪个模式和在屏幕 16 上的图像显示。计算机系统 20 接收该选择并且根据所选择的模式激励线圈。如果操作员选择大成像容积模式, 计算机系统 20 接收该选择, 并且激励第一线圈和第二线圈, 以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的和来获得成像容积。如果操作员选择小成像容积模式, 计算机系统 20 接收该指令, 并且激励第一线圈和第二线圈, 以便通过使用第一线圈和第二线圈的场的差来获得成像容积。

因而, 所描述的方法和系统提供了一种用于视图梯度线圈的二重场的和与

差的方法。虽然以上仅描述了视图梯度线圈的二重场，可以理解的是，与该方法相关的优点同样用于具有多于两个的视图场的梯度线圈。

因此，在此描述的方法和设备提供了以有效的成本的方式实现成像容积的有效转换。在此描述的方法和设备的一个技术效果是，在此描述的方法和设备通过用于每个容积的两个独立的线圈组提高了成像效率。

虽然根据不同的具体的实施例描述了本发明，本领域的技术人员将认识到，在权利要求的精神和范围内可以对本发明进行修改，利用该修改实现本发明。

部分列表

10	磁共振成像（MRI）系统
12	操作员控制台
14	控制面板
16	显示器或者屏幕
18	链接
20	计算机系统
22	模块
24	图像处理器或者图像处理器模块
26	CPU 模块
28	存储器模块/帧缓冲器
30	磁盘存储单元
32	磁带驱动器
34	系统控制
36	高速串行链接
38	模块
40	CPU 模块
42	脉冲发生器模块
44	串行链接
46	梯度放大器系统
48	生理采集控制器
50	扫描室接口电路

52	病人定位系统
54	G_x 放大器
56	G_y 放大器
58	G_z 放大器
60	梯度线圈装置
62	磁铁装置
64	极化磁铁
66	射频线圈
70	收发机模块
72	射频放大器
74	发射/接收开关
76	前置放大器
78	存储器模块
80	阵列处理器

