



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101088022 B

(45) 授权公告日 2011. 02. 16

(21) 申请号 200580044553. 6

(22) 申请日 2005. 12. 19

(30) 优先权数据

04106844. 6 2004. 12. 22 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 06. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2005/054312 2005. 12. 19

(87) PCT申请的公布数据

W02006/067727 EN 2006. 06. 29

(73) 专利权人 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 U · 卡特谢 C · 芬德克利

P · 弗尼克尔 C · 卢斯勒

(74) 专利代理机构 中国专利代理 (香港) 有限公
司 72001

代理人 李亚非 刘红

(51) Int. Cl.

G01R 33/36 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2004/053514 A1, 2004. 06. 24, 说明书第
4 页第 3 行至 7 页第 4 行、权利要求 1、图 3.

EP 1279968 A, 2003. 01. 29, 说明书第 0007-
0012.

U. KATSCHER. THEORY AND EXPERIMENTAL
VERIFICATION OF TRANSMIT SENSE. PROC. INTL.
SOC. MAG. RES. MED. 10. 2002, 10 全文 .

KATSCHER U. Theoretical and numerical
aspects of transmit SENSE. IEEE TRANSACTIONS
ON MEDICAL IMAGING IEEE USA23
4. 2004, 23 (4), 520-525.

KATSCHER U. ET AL. Transmit Sense.
Magnetic Resonance In Medicine Wiley
USA49. 2003, 49:144-147.

审查员 徐红

权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

磁共振成像系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种包括形成多线圈阵列的多个 RF 线圈 (4) 的磁共振成像系统 (1), 此外涉及一种用于这种系统的磁共振成像方法。为了提供一种以简单方式实现期望激励模式的 MR 成像系统和方法, 建议利用分析程序来分析如何组合单线圈元件以利用指定线圈阵列来获得可能的最均匀 B1 激励。换句话说, 以很简单的方式提高 B1 场的均匀性。线圈阵列的每个 RF 线圈 (4) 的灵敏度由复系数定标或加权, 即相应地调整每个线圈驱动信号的相位和幅度。通过分析利用线圈元件 (4) 的灵敏度 S (8) 和期望激励模式 P (10, 11) 来确定这些复系数。本发明允许任意 RF 线圈阵列的场分布 (RF 垫补) 的优化控制。利用本发明, 提供了快速和容易的线圈元件 (4) 的独立相位和幅度控制以用于减小身体诱发的 RF 非均匀性, 所述 RF 非均匀性出现在高场 MR 系统中。

1. 一种磁共振成像系统 (1), 包括 :
 - 多个 RF 线圈 (4), 其形成多线圈阵列,
 - 线圈驱动设备 (5), 用于生成多个单独线圈驱动信号,
 - 控制设备 (6), 用于根据复加权系数 U 来单独设置每个所述线圈驱动信号的幅度和 / 或相位, 复加权系数的模对应于线圈驱动信号的幅度, 并且复加权系数的相位对应于线圈驱动信号的相位, 以及
 - 加权设备 (7), 用于通过测量所述 RF 线圈 (4) 的灵敏度 S (8) 和计算指定激励模式 P (10, 11) 的加权系数 U 来确定多个 RF 线圈 (4) 的复加权系数 U , 其中加权设备 (7) 适于从矩阵方程 $\underline{P} = \underline{S}\underline{U}$ 解出复加权系数。
2. 如权利要求 1 所述的系统 (1), 其中加权设备 (7) 适于根据下式来计算加权系数 :
$$\underline{U} = (\underline{S}^H \underline{S} + \lambda^2)^{-1} \underline{S}^H \underline{P}.$$
3. 如权利要求 1 所述的系统 (1), 其中加权设备 (7) 适于在 MR 扫描期间实时地确定加权系数。
4. 一种用于操作磁共振成像系统 (1) 的磁共振成像方法, 所述磁共振成像系统包括形成多线圈阵列的多个 RF 线圈 (4), 所述方法包括以下步骤 :
 - 通过测量所述 RF 线圈 (4) 的灵敏度 S (8) 和计算指定激励模式 P (10, 11) 的加权系数 U 来确定多个 RF 线圈 (4) 的复加权系数 U , 其中从矩阵方程 $\underline{P} = \underline{S}\underline{U}$ 解出复加权系数,
 - 生成多个单独线圈驱动信号, 以及
 - 根据复加权系数 U 来单独设置每个所述线圈驱动信号的幅度和 / 或相位, 复加权系数的模对应于线圈驱动信号的幅度, 并且复加权系数的相位对应于线圈驱动信号的相位。

磁共振成像系统和方法

[0001] 本发明涉及一种包括形成多线圈阵列的多个 RF 线圈的磁共振成像系统。此外,本发明涉及一种用于这种系统的磁共振成像方法和计算机程序。

[0002] 在磁共振 (MR) 成像技术中,借助于高频 B1 磁场来激励受检身体例如人体的质子自旋。B1 场的频率取决于静态磁场 B_0 的强度并且处于射频 (RF) 范围内。在激励后,自旋返回到它们的平衡状态,并且在该过程中它们发射电磁信号,这被称为自由感应衰减。该信号可以被接收并且从其导出 MR 图像。该 MR 成像技术在现有技术中是公知的。

[0003] 近来引入了具有多元 RF 线圈阵列的高场 MR 系统以用于改善 MR 成像。由此多元 RF 线圈阵列基于单 RF 线圈元件的设置。必须在成像序列中控制 B1 场均匀性以便补偿场分布的变化效应,所述变化效应例如是由于待检查的身体的不同介电性质引起的。为了利用指定的线圈阵列实现定义的 (例如均匀的) B1 激励,单线圈元件必须以某种方式组合。在现有技术中这使用试错法进行。

[0004] 在 WO 2004/053514A1 中描述了一种具有多个发射线圈的 MR 成像系统,其中提供单独线圈驱动信号以提高 B1 场的均匀性。因此建议对于每个线圈使用单独加权系数,即单独设置每个线圈驱动信号的幅度和 / 或相位 (RF 垫补)。然而,没有给出如何调整幅度或相位的说明。

[0005] 因此,本发明的目的是提供一种 MR 成像系统和方法,其中以快速和容易的方式获得期望的 B1 场。

[0006] 根据本发明,该目的通过一种磁共振成像系统来实现,所述磁共振成像系统包括:多个 RF 线圈,其形成多线圈阵列;线圈驱动设备,用于生成多个单独线圈驱动信号;控制设备,用于根据加权系数来单独设置每个所述线圈驱动信号的幅度和 / 或相位;以及加权设备,用于通过测量所述 RF 线圈的灵敏度和计算指定激励模式的加权系数来确定多个 RF 线圈的加权系数。

[0007] 本发明的该目的也通过一种用于操作磁共振成像系统的磁共振成像方法来实现,所述磁共振成像系统包括形成多线圈阵列的多个 RF 线圈,所述方法包括以下步骤:通过测量所述 RF 线圈的灵敏度和计算指定激励模式的加权系数来确定多个 RF 线圈的加权系数;生成多个单独线圈驱动信号;以及根据加权系数来单独设置每个所述线圈驱动信号的幅度和 / 或相位。

[0008] 本发明的该目的也通过一种计算机程序来实现,所述计算机程序包括当在计算机中被执行时通过测量所述 RF 线圈的灵敏度和计算指定激励模式的加权系数来确定多个 RF 线圈的加权系数的计算机指令,以及根据加权系数来单独设置多个单独线圈驱动信号中的每一个的幅度和 / 或相位的计算机指令。因而可以在根据本发明的计算机程序的指令的基础上实现根据本发明所需的技术效果。这样的计算机程序可以被存储在载体上,或者它可在因特网或另一计算机网络上获得。在运行之前,通过例如借助于 CD-ROM 播放器从载体或从因特网读取计算机程序并且将它存储在计算机的存储器中,计算机程序被加载到计算机中。计算机尤其包括中央处理器单元 (CPU)、总线系统、存储器装置例如 RAM 或 ROM 等、以及输入 / 输出单元。

[0009] 本发明基于的思想是利用分析程序来分析如何组合单线圈元件以获得期望的 B1 模式（例如利用指定线圈阵列获得可能的最均匀 B1 激励）。换句话说，以非常快速和容易的方式提高 B1 场的均匀性。线圈阵列的每个 RF 线圈的灵敏度由复系数定标或加权，即根据该复系数来调整每个线圈驱动信号的相位和幅度。根据本发明，通过分析利用线圈元件的灵敏度和期望的激励模式来确定这些复系数。本发明允许任意 RF 线圈阵列的场分布（RF 垫补）的优化控制。利用本发明，提供了快速和容易的线圈元件的独立相位和幅度控制以用于减小身体诱发的 RF 非均匀性，所述 RF 非均匀性出现在高场 MR 系统中。

[0010] 将在从属权利要求中所限定的以下实施例的基础上进一步详细阐明本发明的这些和其他方面。

[0011] 在本发明的一个优选实施例中，加权设备适于根据权利要求 2 中所给出的公式计算加权系数。假设复加权系数 U_r 和 R 个 RF 线圈元件的灵敏度 $S_r(x)$ 之间是线性关系，则由下式估计最终激励模式 $P(x)$ ：

$$[0012] \quad P(x) = \sum_{r=1}^R S_r(x) U_r \quad (1)$$

[0013] 在 N 个空间点上离散化（例如笛卡尔 $\sqrt{N} \times \sqrt{N}$ 网格）P 和 S_r ，该公式可以被转换成矩阵矢量乘法，这消除了 R 上的和。

$$[0014] \quad \underline{P} = \underline{S} \underline{U} \quad (2)$$

[0015] 矩阵 $\underline{S}$ 可以被分解成乘积 $\underline{S} = \underline{S}' \underline{Y} \cdot \underline{S}'$ 表示忽视耦合的线圈灵敏度。将导纳矩阵 $\underline{Y}$ 与 $\underline{U}$ 相乘产生由耦合引起的线圈电流。因而，公式 (2) 可以被改写为

$$[0016] \quad \underline{P} = \underline{S}' \underline{Y} \underline{U} \quad ,$$

[0017] 而公式 (3) 也可以被写为

[0018]

$$\begin{array}{c} \left[\begin{array}{c} \underline{P} \\ \hline \end{array} \right]_{N \times 1} = \left[\begin{array}{c} \underline{S}' \\ \hline \end{array} \right]_{N \times R} \left(\left[\begin{array}{c} \underline{Y} \\ \hline \end{array} \right]_{R \times R} \right) \left[\begin{array}{c} \underline{U} \\ \hline \end{array} \right]_R \end{array}$$

[0019] 由于该问题预计是病态的，因此根据下式将应用正则化以解出公式 (2)：

$$[0020] \quad \underline{U} = (\underline{S}' \underline{S} + \lambda^2)^{-1} \underline{S}' \underline{P} \quad (4)$$

[0021] 其中 λ 被用作可自由调整的正则化参数。上标 H 表示有关矩阵的转置复共轭。因而，假设通常是均匀激励场的期望激励模式 $\underline{P}$ 并且用预先测量的数据填充 $\underline{S}$ ，则可以通过公式 (4) 以分析的、因而是快速和容易的方式计算出 R 个线圈的最佳加权系数 $\underline{U}$ 。用已知的方式从复加权系数 $\underline{U}$ 获得线圈驱动信号的幅度和相位，其中复系数的模对应于线圈驱动信号的幅度，并且复系数的相位对应于线圈驱动信号的相位。

[0022] 在本发明的另一优选实施例中，加权设备适于在 MR 扫描期间实时地确定加权系数。这在测量期间线圈耦合并且因而线圈灵敏度发生变化的情况下是有利的。这例如由于呼吸运动而可能发生，尤其是当扫描大体积患者时或在移动台扫描中。在这样的情况下，上述的实施例允许在扫描期间的实时 RF 垫补。

[0023] 将在下文通过例子参考以下实施例和附图来详细描述本发明的这些和其他方面，其中：

[0024] 图 1 示意性地示出根据本发明的 MR 系统，

[0025] 图 2 示出从 32 元件接收阵列取得的发射线圈灵敏度，

[0026] 图 3 示出使用图 1 中所示的所有 32 个线圈元件所计算的结果，

[0027] 图 4 示出不同激励模式的结果。

[0028] 在图 1 中示出具有发射装置的 MR 成像系统 1。包括重建 MR 图像的控制和处理设备的系统 1 的接收装置未被示出。MR 成像系统 1 包括生成静态磁场 B_0 的设备和磁梯度系统 2，受检身体 3 被放置在所述磁梯度系统中。许多发射线圈 4 被布置在磁体腔孔内以构建多线圈阵列。可以使用许多发射接收线圈来代替发射线圈 4。这样的阵列的主要应用之一是补偿高频下发生在人组织中的介电共振，所述介电共振导致重建图像中的强信号调制。用于生成和放大多个单独线圈驱动信号的线圈驱动设备 5 通过端子被连接到许多发射线圈 4，所述端子由相应的字母“a”到“e”表示。线圈驱动设备 5 被连接到控制设备 6，以用于根据加权系数 $\underline{U}$ 来单独设置每个所述线圈驱动信号的幅度和相位。加权设备 7 被连接到控制设备 6。加权设备 7 适于通过测量发射线圈 4 的发射灵敏度 S 和计算指定激励模式 P 的加权系数 $\underline{U}$ 来确定每个发射线圈的加权系数 $\underline{U}$ 。为了计算加权系数 $\underline{U}$ ，加权设备 7 包括计算机。

[0029] 在第一步中，例如通过在实际 MR 扫描之前的短时测量来测量灵敏度 S 。将灵敏度 S 存储在加权设备 7 中以便进一步处理。在确定灵敏度 S 之后，由操作者将激励模式 P 输入到加权设备 7 中。典型地，激励模式 P 是均匀的或者适于应用定义的感兴趣区域。可选地，激励模式 P 由操作者选自许多指定的激励模式，或者甚至由加权设备 7 自动选择。在下一步中，由加权设备 7 使用如上所述的公式 (4) 来确定加权系数 $\underline{U}$ 。复加权系数 $\underline{U}$ 由控制设备 6 解释为发射线圈 4 的线圈驱动信号的幅度和相位。因此，控制设备 6 根据加权系数 $\underline{U}$ 来单独设置每个线圈驱动信号的幅度和相位。这些线圈驱动信号由线圈驱动设备 5 提供给发射线圈 4。结果，大大提高了总 B_1 场的均匀性，或者尽可能好地实现了期望的激励模式。

[0030] 为了验证公式 (4) 的适用性，执行了多个测试。在第一测试中使用仿真的 32 元件接收阵列。作为 1.5T 下在人体腹部的冠状切片被测量，从所有 32 个线圈元件获得了线圈灵敏度。图 2 示出了这些线圈灵敏度 8。随后使用公式 (4) 计算出加权系数 $\underline{U}$ 。在下一步中，使用公式 (1) 仿真测量，从而产生 $P_{\text{meas}}(x)$ 。在期望的激励模式和仿真的 $P_{\text{meas}}(x)$ 之间的平均差被用作所述方法的质量的基准。使用所有 32 个线圈元件， $P_{\text{meas}}(x)$ 显示了 5.3% 的平均差，目的在于均匀激励场。在图 3 中示出激励模式 9 的仿真结果。

[0031] 为了找出得到满意结果必须使用 32 个线圈中的多少个，执行了另一测试。为此目的，使用并非所有 32 个线圈，而是在第一测试中仅仅使用最均匀线圈，以及在第二测试中仅仅使用最“重要”线圈，即具有在使用所有 32 个线圈的上述仿真中获得的最高加权系数的线圈，执行了另一个仿真。对于 $R > 3$ ，最“重要”线圈显示出比最均匀线圈更好的均匀性。对于 $R = 4$ ，平均差下降到 20% 以下。对于 $R = 12$ ，平均差下降到 10% 以下。

[0032] 在另一测试中测试了不同的激励模式。对于矩形，在 $P(x)$ 和 $P_{\text{meas}}(x)$ 之间的平均差是 0.242，对于圆形是 0.274。因而，对于所取得的灵敏度的这些模式的激励要比均匀激励场的激励更难（平均差 0.053）。图 4 示出不同激励模式的结果，同时显示了在左手侧的

期望的激励模式 10、11 以及在右手侧的重建激励模式 12、13。

[0033] 对于本领域技术人员而言下述将是显而易见的：本发明不限于前述的说明性实施例的细节，并且在不脱离本发明的精神或基本属性的情况下，本发明可以体现在其他特定形式中。因此，本实施例在所有方面上应当被认为是说明性的而非限定性的，本发明的范围由所附的权利要求书而非由前面的描述来表示，并且因此在权利要求书的等同物的含义和范围内的所有变化都打算被包含于此。此外显而易见的将是：单词“包括”并不排除其他元件或步骤，单词“一”或“一个”并不排除多个，并且单个元件，例如一个计算机系统或另一单元，可以实现权利要求中所述的几个装置的功能。权利要求中的任何附图标记不应当被解释为限制有关的权利要求。

[0034] 1. MR 成像系统

[0035] 2. 梯度系统

[0036] 3. 身体

[0037] 4. 发射线圈

[0038] 5. 线圈驱动设备

[0039] 6. 控制设备

[0040] 7. 加权设备

[0041] 8. 线圈灵敏度

[0042] 9. 激励模式

[0043] 10. 期望的矩形模式

[0044] 11. 期望的圆形模式

[0045] 12. 重建的矩形模式

[0046] 13. 重建的圆形模式

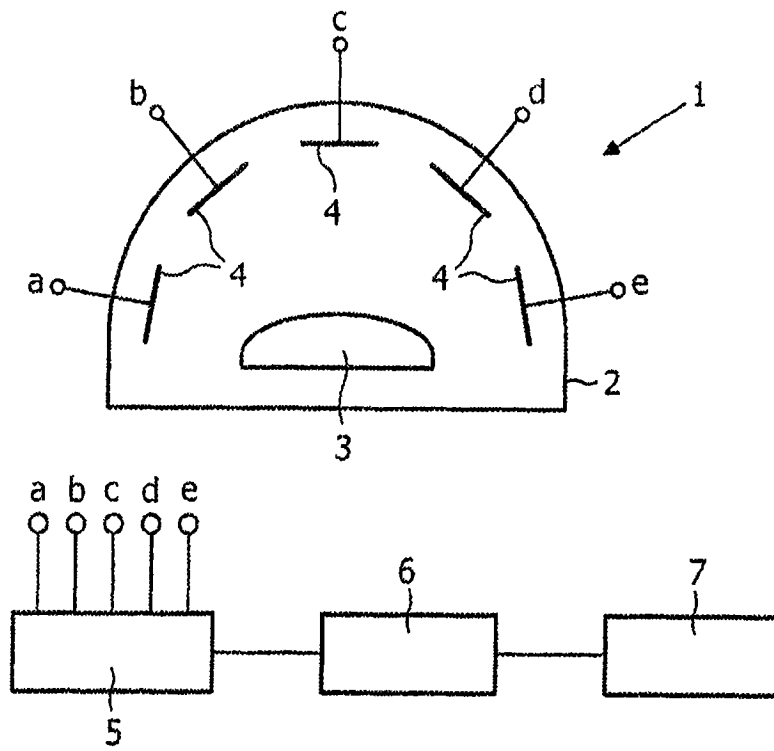


图 1

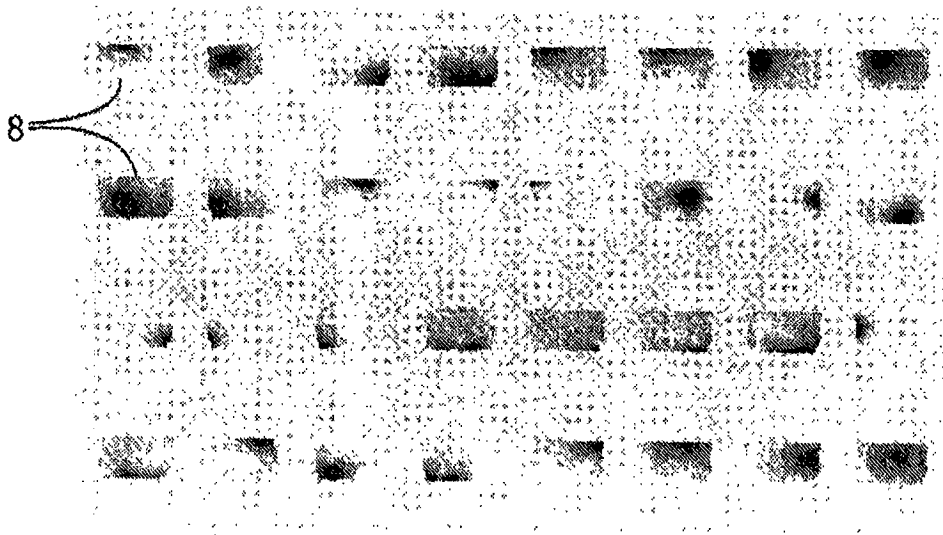


图 2

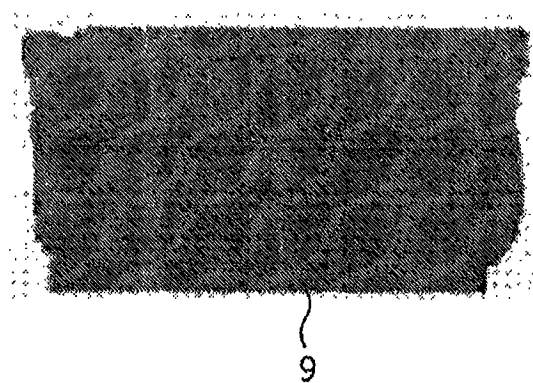


图 3

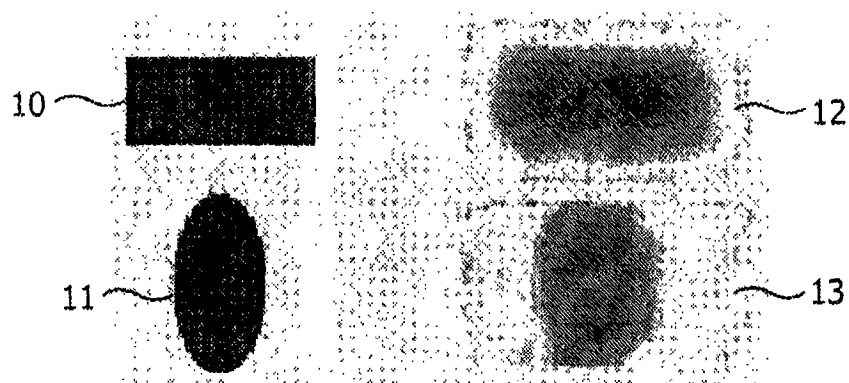


图 4