



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102445676 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 09

(21) 申请号 201010625137. 8

(22) 申请日 2010. 12. 27

(30) 优先权数据

12/897831 2010. 10. 05 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 T·K·基丹 T·J·哈文斯 江隆植

M·H·哈查图里安 张震宇

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 叶晓勇 王忠忠

(51) Int. Cl.

G01R 33/58(2006. 01)

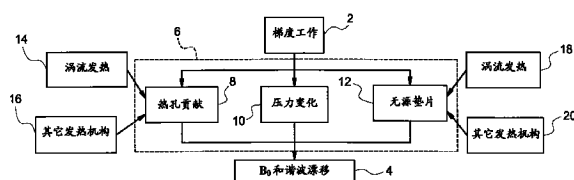
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

对梯度线圈工作感应的磁场漂移进行建模的系统及方法

(57) 摘要

对梯度线圈工作感应的磁场漂移进行建模的系统和方法包括计算机(20),该计算机编程成获取要在MR扫描期间应用的脉冲序列,并且确定脉冲序列的多个梯度脉冲的功率谱。计算机(20)还编程成计算归因于在应用脉冲序列期间通过多个梯度线圈应用多个梯度脉冲的磁场漂移,并在MR扫描期间应用脉冲序列。该计算机(20)还编程成基于脉冲序列的应用获得MR数据,基于所计算磁场漂移校正所获MR数据,以及基于所校正MR数据重建图像。



1. 一种磁共振成像 (MRI) 设备, 包括:
MRI 系统 (10), 具有:
配置成生成磁场的磁体 (54);
多个梯度线圈 (50); 和
RF 收发器系统 (58) 和 RF 开关 (62), 受脉冲模块 (38) 控制以将 RF 信号传送到 RF 线圈组件 (56) 从而获得 MR 图像; 以及
计算机 (20), 编程成:
获得要在 MR 扫描期间应用的脉冲序列;
确定所述脉冲序列的多个梯度脉冲的功率谱;
计算归因于在应用所述脉冲序列期间通过所述多个梯度线圈应用所述多个梯度脉冲的磁场漂移;
在所述 MR 扫描期间应用所述脉冲序列;
基于所述脉冲序列的应用获取 MR 数据;
基于所计算磁场漂移校正所获得 MR 数据; 以及
基于所校正 MR 数据重建图像。
2. 根据权利要求 1 所述的 MRI 设备, 其中, MRI 系统还包括与所述多个梯度线圈相邻定位的多个无源垫片块 (12); 以及
其中, 所述计算机 (20) 在被编程成计算所述漂移时编程成基于所述无源垫片块 (12) 的发热计算所述漂移。
3. 根据权利要求 1 所述的 MRI 设备, 其中, 所述计算机 (20) 还编程成获得漂移频率相关性模型; 以及
其中, 所述计算机 (20) 在被编程成计算所述漂移时编程成基于所述功率谱的至少一个频率并基于所述漂移频率相关性模型计算所述漂移。
4. 根据权利要求 3 所述的 MRI 设备, 其中, 所述漂移频率相关性模型的第一分量包括由于无源垫片块发热的贡献;
其中, 所述漂移频率相关性模型的第二分量包括由于热孔发热的贡献; 以及
其中, 所述漂移频率相关性模型的第三分量包括由于压力变化的贡献。
5. 根据权利要求 4 所述的 MRI 设备, 其中, 所述计算机 (20) 编程成从基于物理模型的解析模拟确定所述第一分量。
6. 根据权利要求 4 所述的 MRI 设备, 其中, 所述计算机 (20) 编程成从基于物理模型的解析模拟确定所述第二分量。
7. 根据权利要求 4 所述的 MRI 设备, 其中, 所述计算机 (20) 编程成从基于实验测量确定所述第三分量。
8. 根据权利要求 4 所述的 MRI 设备, 其中, 所述漂移频率相关性模型的第四分量包括由于氦温度变化的贡献。
9. 根据权利要求 3 所述的 MRI 设备, 其中, 所述计算机 (20) 在被编程成获取所述漂移频率相关性模型时编程成从存储在计算机可读存储介质上的数据库获取所述漂移频率相关性模型。
10. 根据权利要求 1 所述的 MRI 设备, 其中, 所述计算机 (20) 在编程成计算所述漂移时

编程成计算 B0 漂移。

对梯度线圈工作感应的磁场漂移进行建模的系统及方法

技术领域

[0001] 本发明的实施例通常涉及 MR 成像,更具体而言涉及对梯度线圈工作感应的(induced) 磁场和 / 或谐波漂移(drift) 进行建模的系统及方法。

背景技术

[0002] 在 MRI 和 NMR 系统中,多个线圈运送产生高强度相对均质磁场的电流。该场可被称为主场或者 B_0 场。当诸如人体组织的物质经受均匀磁场(极化场 B_0) 时,该组织中自旋(spin) 的单独磁矩试图与该极化场对齐,但围绕它以其特征 Larmor 频率按随机顺序旋进。如果物质或组织经受在 x-y 平面且接近 Larmor 频率的磁场(激励场 B_1),则净对齐矩或“纵向磁化” M_z 可旋转或“翻倒(tip)”到 x-y 平面从而产生净横向磁矩 M_t 。在激励信号 B_1 结束之后通过所激励自旋放射信号,且该信号可被接收并进行处理以形成图像。

[0003] 当利用这些信号来产生图像时,采用磁场梯度(G_x 、 G_y 以及 G_z)。典型地,按照其中这些梯度根据所使用特定定位方法而改变的测量周期序列对待成像区域进行扫描。将得到的所接收 NMR 信号集合数字化并进行处理,以便利用多种众所周知重建技术中之一来重建图像。

[0004] 梯度磁场(G_x 、 G_y 以及 G_z) 并不是均质的,其大小沿每个相应轴线而改变。在圆柱形磁体(magnet) 系统中,产生主要场的线圈轴向对齐。典型地,在主场线圈内部将梯度线圈径向布置在管状空间中。在典型布置中,梯度线圈包括嵌入在诸如树脂的密封(potted) 材料中的阻性导线。

[0005] 无源匀场(passive shimming) 布置通常采用垫片盘(shim tray),这些垫片盘以平行于磁体轴线的方向容纳在梯度线圈密封材料中形成的槽(slot) 内。垫片盘包括多个沿其长度的凹口(pocket)。垫片块,典型地是平坦的方形或矩形钢块,被放置在凹口内,然后将垫片板装填到梯度线圈中。

[0006] 梯度线圈的操作通常涉及取决于所使用脉冲序列的一系列快速“接通-断开(on-off)”转换。已观察到梯度工作会在工作期间引起 B_0 场漂移和谐波漂移,结果会损害图像质量。这种梯度工作对其中大量钢垫片用于维持均质性的完全无源匀场磁体尤其有害。

[0007] 由梯度线圈的工作引起的 B_0 漂移和谐波漂移经由不同机构与磁体系统内的各种部件具有复杂的相关性。图 1 示出将梯度工作与磁场漂移和谐波漂移相关的框图。第一框 2 表示在 MR 扫描序列期间出现的梯度工作。例如,梯度工作可出现在自旋回波 MR 序列中,其中根据脉冲序列为 MR 系统的梯度线圈供电,使得能够为患者或扫描对象的特定切片获得 MR 数据。梯度工作 2 能够通过多个贡献(contributing) 因素 6 引起 B_0 和谐波漂移 4,这些贡献因素包括热孔贡献(warm bore contribution)8、由于压力变化 10 的贡献以及由于 MR 系统中无源垫片 12 的贡献。 B_0 和谐波漂移 4 会导致受损的图像质量。

[0008] 热孔贡献 8 能够由例如涡流发热(heating)14 以及例如对流和传导的其它发热机构 16 引起。压力变化 10 能够由例如从梯度线圈到氦管的感应涡流的热传递引起,所述热传递增加氦管中的压力。氦管内氦的温度变化也可引起压力变化 10 发生改变。此外,由于

涡流发热 18 以及其它发热机构 20, 无源垫片 12 可影响 B_0 和谐波漂移 4。

[0009] 图 2 是示出经由无源垫片对磁场漂移和谐波漂移的贡献的框图。由梯度线圈产生的转换电磁场 22 会在钢、铁或其它铁磁垫片中感应导致欧姆损耗 26 的涡流 24, 所述欧姆损耗在垫片 28 中引起温度升高。此外, 来自热梯度表面和梯度冷却水的热传递将改变垫片温度, 并由此改变垫片磁化。垫片通常沿易磁化轴线 (easy axis) 被主场磁化至饱和, 并作为偶极子在视场 (FOV: field-of-view) 内对 B_0 场和谐波起作用。软磁材料的饱和磁化是温度相关的; 因此, 由垫片产生的磁场是温度相关的, 并且会发生变化 30。能够通过所示梯度线圈的工作进行改变的饱和磁化变化 30 对磁场漂移和谐波漂移 32 起作用。

[0010] 因此, 希望提供能够为 MR 成像和图像重建表征和补偿磁场漂移和 / 或谐波漂移的系统和方法。

发明内容

[0011] 根据本发明的一方面, 一种磁共振成像 (MRI) 设备包括 MRI 系统和计算机。MRI 系统包括配置成生成磁场的磁体、多个梯度线圈以及受脉冲模块控制以将 RF 信号传送到 RF 线圈组件从而获得 MR 图像的 RF 收发器系统和 RF 开关。计算机编程成获得要在 MR 扫描期间应用的脉冲序列, 以及确定该脉冲序列的多个梯度脉冲的功率谱。计算机还编程成计算归因于在应用脉冲序列期间通过多个梯度线圈应用多个梯度脉冲的磁场漂移, 并且在 MR 扫描期间应用所述脉冲序列。计算机进一步编程成基于脉冲序列的应用获取 MR 数据, 基于所计算磁场漂移校正所获得 MR 数据, 以及基于所校正 MR 数据重建图像。

[0012] 根据本发明的另一方面, 一种方法包括: 确定要在 MR 扫描期间在脉冲序列中应用的多个梯度脉冲的功率谱, 确定由于在脉冲序列期间应用多个梯度序列的主磁场磁场漂移, 以及在 MR 扫描期间应用所述脉冲序列。该方法还包括: 基于脉冲序列的应用获得 MR 数据, 基于磁场漂移校正所获得 MR 数据, 以及基于所校正 MR 数据重建图像。

[0013] 根据本发明的另一方面, 在其上存储了计算机程序的非临时计算机可读介质包括指令, 该指令在被计算机运行时, 使计算机确定要在 MR 扫描期间在脉冲序列中应用的多个梯度脉冲的功率谱, 以及表征主磁场与功率谱的至少一个频率的相关性以便得到主磁场漂移。该指令还使计算机在 MR 扫描期间应用该脉冲序列, 基于脉冲序列的应用获得 MR 数据, 基于主磁场漂移校正所获得 MR 数据, 以及基于所校正 MR 数据重建图像。

[0014] 从以下详细描述和附图, 各种其它特征及优点将变得显而易见。

附图说明

[0015] 附图示出当前预期用于实现本发明的实施例。

[0016] 在附图中:

[0017] 图 1 是将梯度工作与磁场漂移和谐波漂移相关的框图。

[0018] 图 2 是示出通过无源垫片对磁场漂移和谐波漂移的贡献的框图。

[0019] 图 3 是根据本发明实施例示出由于磁场和 / 或谐波漂移而校正所获 MR 数据的技术的流程图。

[0020] 图 4 是根据本发明实施例示出脉冲序列图的曲线图。

[0021] 图 5 是根据本发明实施例的图 4 中脉冲序列图的功率谱的曲线图。

[0022] 图 6 是供与本发明实施例一起使用的示范 MR 成像系统的示意框图。

具体实施方式

[0023] 本发明的实施例提供对梯度线圈工作感应的磁场漂移和谐波漂移进行表征与建模的系统及方法。基于磁场漂移和谐波漂移的模型,其在 MR 扫描期间的实时补偿可被执行以提高图像质量。

[0024] 表征梯度线圈工作包括将 B_0 和 / 或谐波漂移表征为频率的函数。一旦确定将 B_0 和 / 或谐波漂移表征为频率的函数,则能够由等式 1 表征 B_0 和 / 或谐波漂移的适当 (due) 任意 PSD 功率谱 $PW(f)$ 。虽然下面描述的本发明实施例可针对 B_0 漂移,但本领域技术人员将领会可用谐波漂移对其进行替代。

[0025] 对于每个梯度轴线,由下式给出由于给定脉冲序列图 (PSD) 功率谱 (PW) 的 B_0 漂移:

$$[0026] \quad B_0^{PSD}(f) = PW(f) \bullet B_0(f) \quad (\text{等式 1})$$

[0027] 在时域中,等式 1 变成卷积积分。由下式给出对时间量 t 应用的对每个 PSD 的 B_0 漂移贡献:

$$[0028] \quad B_0^{PSD}(t) = \int_0^t PW(t-t')B_0(t')dt' \quad (\text{等式 2})$$

[0029] 在均匀时间 Δt 采样,能够通过求和估计 (approximate) 卷积积分 (等式 2):

$$[0030] \quad B_0^{PSD}(m\Delta t) = \sum_j PW(m\Delta t - t_j)B_0(t_j) \quad (\text{等式 3})$$

[0031] B_0 的频率相关性能够被分解为三个主分量:1) 由于无源垫片发热的贡献 (B_0^{shim}), 2) 由于热孔 (WB) 发热的贡献 (B_0^{WB}), 以及 3) 由于压力变化的贡献 (B_0^P)。由下式给出 B_0 频率相关性的表达式:

$$[0032] \quad B_0(f) = B_0^{shim}(f) + B_0^{WB}(f) + B_0^P(f) \quad (\text{等式 4})$$

[0033] $B_0(f)$ 的每个分量 (即 $B_0^{shim}(f)$, $B_0^{WB}(f)$, 和 $B_0^P(f)$) 能够通过从基于物理模型的解析或数值模拟确定相应分量或者通过实验测量来表征。

[0034] 来自垫片的对 B_0 漂移的主要贡献是由于作为温度变化结果的磁化变化。以下论述根据本发明的实施例示出以解析方式确定由于垫片上涡流的 B_0 漂移。

[0035] 假设 $A(r_i)$ 是由于在第 i 个垫片位置的梯度的磁矢势 (magnetic vectorpotential)。那么,

$$[0036] \quad A(r_i, z_i, t) = A(r_i, z_i)e^{j\omega t} \quad (\text{等式 5})$$

[0037] 由下式给出具有传导率 σ 的第 i 个垫片上的焦耳热:

$$[0038] \quad P(r_i, z_i) = \vec{J}(r_i, z_i) \bullet \vec{E}(r_i, z_i) \quad (\text{等式 6})$$

[0039] 由于

$$[0040] \quad \vec{J}(r_i, z_i) = \sigma \vec{E}(r_i, z_i), \quad (\text{等式 7})$$

[0041] 所以,等式 6 可以改写为:

$$[0042] \quad P(r_i, z_i) = \sigma E(r_i, z_i)^2 \quad (\text{等式 8})$$

[0043] 根据麦克斯韦方程,由下式给出由于时变磁场的电场:

[0044] $E(r_i, z_i) = -\frac{\partial A(r_i, z_i, t)}{\partial t}$ (等式 9)

[0045] 因此,

[0046] $P(r_i, z_i) = \sigma A(r_i, z_i)^2 \omega^2$ (等式 10)

[0047] 相应地, 垫片表面上耗散的总能量可以表示为:

[0048] $P_T = \int_s P(r_i, z_i) ds$ (等式 11)

[0049] 一旦使用等式 11 按照频率的函数计算垫片上的功率耗散, 则垫片上的温度上升能够由下式确定:

[0050] $T(r_i) = \frac{P(r_i)}{c(T)}$ (等式 12),

[0051] 其中, $c(T)$ 是垫片材料的比热容量 (specific heat capacity)。对于远低于居里 (Curie) 温度 (T_c) 的温度, 温度相关性对于饱和磁化是已知的。因此, 由于第 i 个垫片的磁场 (B_0) 为:

[0052] $B_0(r_i, z_i, T) = \frac{\mu_0 m_z(T)}{4\pi} \left(\frac{3z_i^2}{(r_i^2 + z_i^2)^{5/2}} - \frac{1}{(r_i^2 + z_i^2)^{3/2}} \right)$ (等式 13)

[0053] 其中:

[0054] $m_z(T) = m_0 (1 - \alpha T^{3/2})$ (等式 14),

[0055] 以及其中 m_0 是在 300 开尔文的磁化。

[0056] 因此, 由于垫片中因涡流发热的磁化变化而引起的 B_0 漂移可示为按频率平方变化:

[0057] $B_0^{eddy} \propto \omega^2$ (等式 15)

[0058] 根据本发明的另一个实施例, 由于垫片中磁化变化引起的 B_0 漂移可与垫片中温度变化一起进行测量。如此, 可以通过测量准确确定由于垫片中因所有热传递机构的磁化变化而引起的 B_0 漂移。

[0059] 由于 WB 的对 B_0 漂移的主要贡献主要由随作为涡流发热结果的温度的磁导率变化引起。这种磁导率变化引起额外的未经补偿 B_0 项 (term) 和热孔磁化的变化。以下论述根据本发明实施例示出以解析方式确定由于因涡流发热的 WB 而引起的 B_0 漂移。

[0060] 假设 $A(R, z)$ 是因在 WB 表面上在位置 (R, z) 的梯度的矢势。则,

[0061] $A(R, z, t) = A(R, z) e^{j\omega t}$ (等式 16)

[0062] 接着与上文针对因垫片涡流的 B_0 漂移所述的相似推理行 (line), WB 表面上感应的涡流以及因此由涡流由于发热与场生成而产生的 B_0 场能够表述如下:

[0063] $B_0^{WB} \propto \omega^2 + \omega$ (等式 17)

[0064] 根据本发明的另一实施例, 由于由所有热传递机构引起的 WB 的 B_0 漂移可与热孔中的温度变化一起进行测量。如此, 由于 WB 的 B_0 漂移可以通过测量来确定。

[0065] 根据本发明实施例, 由于压力变化的 B_0 漂移可以通过测量来确定。例如, B_0 漂移可在不同压力例如通过以例如 0.5π 的步长 (step) 改变压力并测量所得 B_0 漂移来进行测量。本文也预期其它压力间隔。

[0066] 图 3 示出根据本发明实施例由于磁场和 / 或谐波漂移而校正所获 MR 数据的技术 34。技术 34 包括将磁场和 / 或谐波漂移表征为频率的函数。表征漂移始于在框 36 获得脉冲序列。该脉冲序列可以是包括要在成像期间使用的梯度脉冲的任意脉冲序列。在框 38, 在时域中确定要在脉冲序列期间应用的梯度。确定梯度可包括基于整个脉冲序列或单独基于 PSD 的梯度生成 (develop) 脉冲序列图 (PSD)。

[0067] 参照图 4, 示出脉冲序列的 PSD 56。PSD 56 仅示出要在脉冲序列期间应用的梯度脉冲 58。梯度脉冲 58 包括要在 x 方向应用的第一梯度 60、要在 y 方向应用的第二梯度 62 以及要在 z 方向应用的第三梯度 64。

[0068] 返回至图 3, 在框 40 确定时域梯度的功率谱 (PW)。可按照 $I(f)^2 R(f)$ 从在 PSD 特定频率的梯度的电流输入与 AC 电阻确定 PW。图 5 示出图 4 中梯度脉冲 58 的 PW 的曲线图 66。基于确定的频率 68, 能够确定对 B_0 和 / 或谐波漂移的贡献。

[0069] 再次参考图 3, 在框 42 获得 B_0 和 / 或谐波漂移的频率相关性。在一个实施例中, 从在计算机可读存储介质上存储的数据库中获得频率相关性。如上所述, 频率相关性包括由于无源垫片块发热、WB 发热以及压力变化的贡献。

[0070] 技术 34 中 B_0 和 / 或谐波漂移的计算可以在频域或时域中执行。因此, 如果期望在时域中执行 B_0 和 / 或谐波漂移的计算, 则技术 34 包括在框 44 将框 40、42 的所确定 PW 和所获频率相关性变换到时域。

[0071] 无论在频域还是在时域, 在框 46 基于所确定 PW 和频率相关性的组合计算 B_0 和 / 或谐波漂移。例如, B_0 漂移可根据上述等式 1 或 2 进行计算。

[0072] 在框 48, 在 MR 扫描期间应用在框 36 获得的脉冲序列, 并且在框 50 在扫描期间获得 MR 数据。在框 52 基于在框 46 计算的 B_0 和 / 或谐波漂移对所获 MR 数据进行校正。在框 54 基于经校正 MR 数据对由于 B_0 和 / 或谐波漂移而具有减少伪像的图像进行重建。

[0073] 参考图 6, 示出合并有本发明实施例的磁共振成像 (MRI) 系统 110 的主要部件。针对某些功能, 从操作员控制台 112 控制系统的工作, 操作员控制台在该示例中包括键盘或其它输入装置 113、控制面板 114 以及显示屏 116。控制台 112 通过链路 118 与分离计算机系统 120 通信, 该计算机系统使操作员能够控制显示屏 116 上图像的产生以及显示。计算机系统 120 包括通过底板 120a 相互通信的多个模块。这些模块包括图像处理器模块 122、CPU 模块 124 以及存储模块 126, 存储模块 126 在本领域中被称作用于存储图像数据阵列的帧缓冲器。计算机系统 120 通过高速串行链路 134 与分离系统控制器 (control) 132 通信。输入装置 113 能够包括鼠标、操纵杆、键盘、轨迹球、触摸激活屏、光棒 (light wand)、语音控制器、卡阅读器、按钮或任意相似或等同输入装置, 以及可用于交互式几何形状规定 (prescription)。

[0074] 系统控制器 132 包括通过底板 132a 连接在一起的一组模块。这些模块包括 CPU 模块 136 和通过串行链路 140 连接至操作员控制台 112 的脉冲发生器模块 138。正是通过链路 140, 系统控制器 132 接收来自操作员的命令以指示待执行的扫描序列。脉冲发生器模块 138 操作系统部件以便执行预期扫描序列并产生数据, 该数据指示所产生 RF 脉冲的时序 (timing)、强度与形状以及数据获取窗口的时序和长度。脉冲发生器模块 138 连接到一组梯度放大器 142, 从而指示在扫描期间产生的梯度脉冲的时序和形状。脉冲发生器模块 138 也能接收来自生理获取控制器 144 的患者数据, 生理获取控制器从连接到患者的多个不同

传感器接收信号,例如来自附连到患者的电极的 ECG 信号。最终,脉冲发生器模块 138 连接到扫描室接口电路 146,扫描室接口电路 146 从与患者情况和磁体系统相关联的各种传感器接收信号。也正是通过扫描室接口电路 146,患者定位系统 148 接收命令以将患者移到预期位置以供扫描。

[0075] 将由脉冲发生器模块 138 产生的梯度波形应用到具有 G_x 、 G_y 和 G_z 放大器的梯度放大器系统 142。每个梯度放大器激励大致由 150 标明的梯度线圈组件中的对应物理梯度线圈,以产生用于对所获得信号进行空间编码的磁场梯度。梯度线圈组件 150 形成包括极化磁体 154 和整体 RF 线圈 156 的共振组件 152 的一部分。系统控制器 132 中的收发器模块 158 产生脉冲,脉冲经 RF 放大器 160 放大并通过发送 / 接收开关 162 耦合到 RF 线圈 156。由患者身体中受激核所放射的所得信号可以被同一 RF 线圈 156 感测,并通过发送 / 接收开关 162 耦合到前置放大器 164。在收发器 158 的接收器部分将经放大 MR 信号解调、滤波和数字化。发送 / 接收开关 162 受来自脉冲发生器模块 138 的信号控制,从而在发送模式期间将 RF 放大器 160 电连接到线圈 156 而在接收模式期间将前置放大器 164 电连接到线圈 156。发送 / 接收开关 162 还能使分离 RF 线圈(例如表面线圈)能够用于发送模式或接收模式。

[0076] 由 RF 线圈 156 拾取的 MR 信号经收发器模块 158 数字化,并被传递到系统控制器 132 中的存储模块 166。扫描在已在存储模块 166 中获得原始 k -空间数据阵列时完成。针对待重建的每个图像,将这种原始 k -空间数据重新排列在分离的 k -空间数据阵列中,这些阵列中的每个被输入到阵列处理器 168 中,阵列处理器 168 操作成将数据傅立叶变换为图像数据阵列。该图像数据通过串行链路 134 传送到计算机系统 120,在那里将其存储在存储器中。响应于接收自操作员控制台 112 的命令或者如通过系统软件以别的方式所指引的那样,该图像数据可存档于长期存储装置中,或者它可被图像处理器 122 进一步处理,并传送到操作员控制台 112 并呈现在显示器 116 上。

[0077] 所公开方法和设备的技术贡献在于,它提供用于对梯度线圈工作感应的磁场漂移进行建模的计算机实现系统和方法。

[0078] 本领域技术人员将领会,本发明的实施例可以与其上存储有计算机程序的计算机可读存储介质接口并受其控制。计算机可读存储介质包括多个部件,例如电子部件、硬件部件和 / 或计算机软件部件中的一个或多个。这些部件可包括一个或多个计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质通常存储用于执行序列的一个或多个实现或实施例的一个或多个部分的指令,例如软件、硬件和 / 或汇编语言。这些计算机可读存储介质通常为非临时的和 / 或有形的。这类计算机可读存储介质的示例包括计算机和 / 或存储装置的可记录数据存储介质。计算机可读存储介质可例如采用磁、电、光、生物和 / 或原子数据存储介质中的一种或多种。此外,这类介质可以采取例如软盘、磁带、CD-ROM、DVD-ROM、硬盘驱动和 / 或电子存储器的形式。没有列出的其它形式的非临时和 / 或有形计算机可读存储介质也可以与本发明的实施例一起使用。

[0079] 在系统实现中能够将多个这类部件进行组合或划分。此外,这类部件可包括一组和 / 或一系列用多种编程语言中任意一种编写或实现的计算机指令,如本领域技术人员将领会的那样。此外,可使用诸如载波的其它形式的计算机可读介质来体现代表指令序列的计算机数据信号,该指令序列在被一个或多个计算机运行时使一个或多个计算机执行序列

的一个或多个实现或实施例的一个或多个部分。

[0080] 根据本发明的一个实施例,一种磁共振成像(MRI)设备包括MRI系统和计算机。MRI系统包括配置成生成磁场的磁体、多个梯度线圈以及受脉冲模块控制从而将RF信号传送到RF线圈组件以获得MR图像的RF收发器系统及RF开关。将计算机编程成获得要在MR扫描期间应用的脉冲序列,并确定脉冲序列的多个梯度脉冲的功率谱。计算机还编程成计算归因于在应用脉冲序列期间通过多个梯度线圈应用多个梯度脉冲的磁场漂移,并在MR扫描期间应用脉冲序列。计算机还编程成基于脉冲序列的应用获得MR数据,基于计算的磁场漂移校正所获MR数据,以及基于经校正MR数据重建图像。

[0081] 根据本发明的另一个实施例,一种方法包括:确定要在MR扫描期间在脉冲序列中应用的多个梯度脉冲的功率谱,确定由于在脉冲序列期间应用多个梯度序列的主磁场磁场漂移,以及在MR扫描期间应用该脉冲序列。该方法还包括:基于脉冲序列的应用获得MR数据,基于磁场漂移校正所获MR数据,以及基于经校正MR数据重建图像。

[0082] 根据本发明的另一个实施例,一种在其上存储了计算机程序的非临时计算机可读介质包括指令,该指令在被计算机执行时,使计算机确定要在MR扫描期间在脉冲序列中应用的多个梯度脉冲的功率谱,并且表征主磁场与功率谱的至少一个频率的相关性以得到主磁场漂移。该指令还使计算机在MR扫描期间应用脉冲序列,基于脉冲序列的应用获得MR数据,基于主磁场漂移校正所获MR数据,以及基于经校正MR数据重建图像。

[0083] 本书面描述采用包括最佳方式的示例来公开本发明,并还使本领域技术人员能够实施本发明,包含制作并使用任意装置或系统以及执行任意所结合方法。本发明的可专利范围由权利要求书定义,并且可以包括本领域技术人员想到的其它示例。此类其它示例如果具有没有不同于权利要求书文字语言的结构要素或者如果它们包括具有与权利要求书文字语言的非实质差别的等效结构要素则旨在处于权利要求书的范围内。

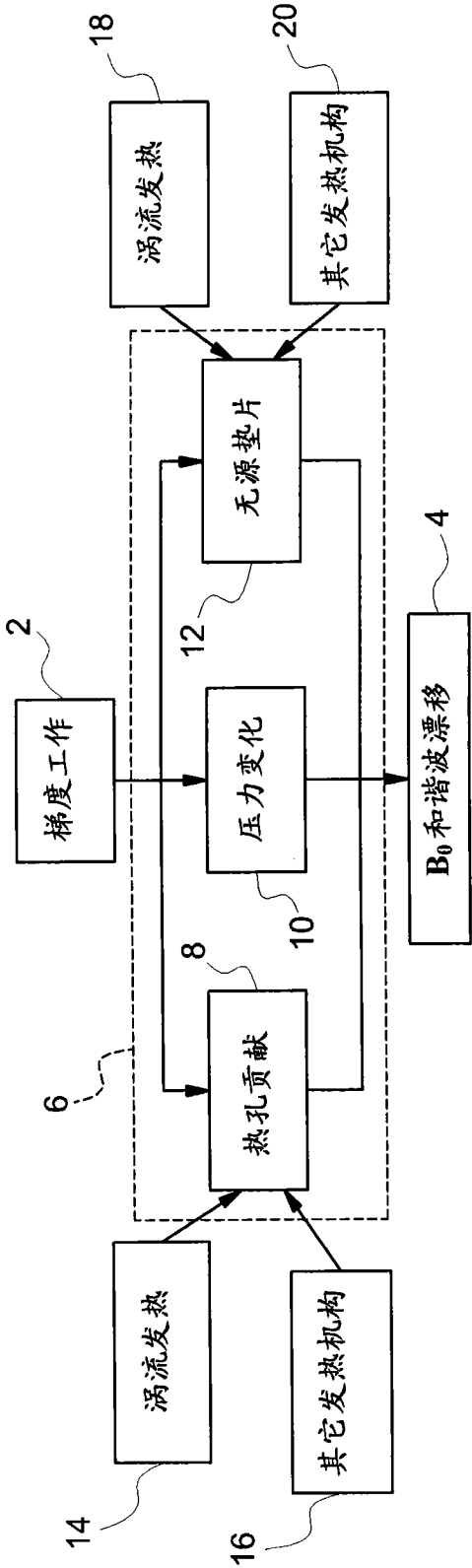


图 1

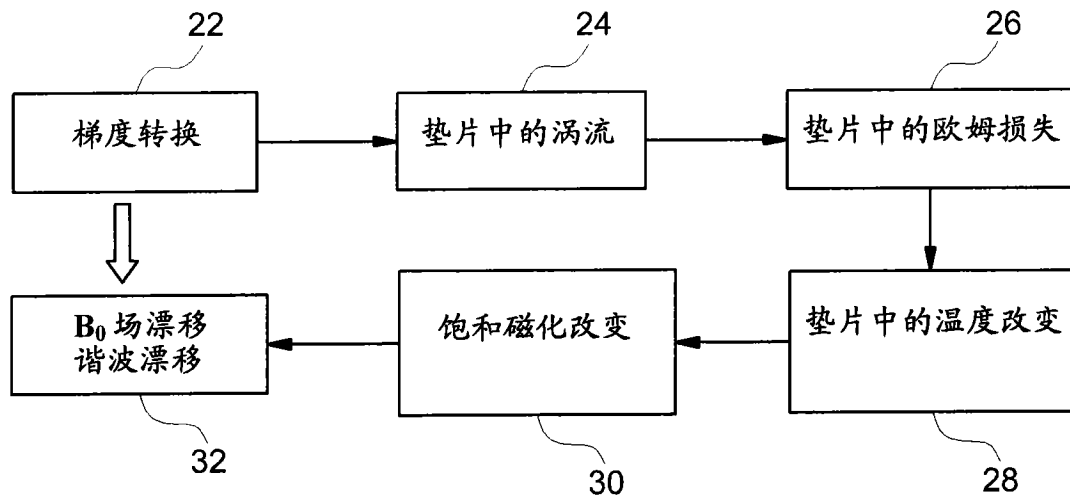


图 2

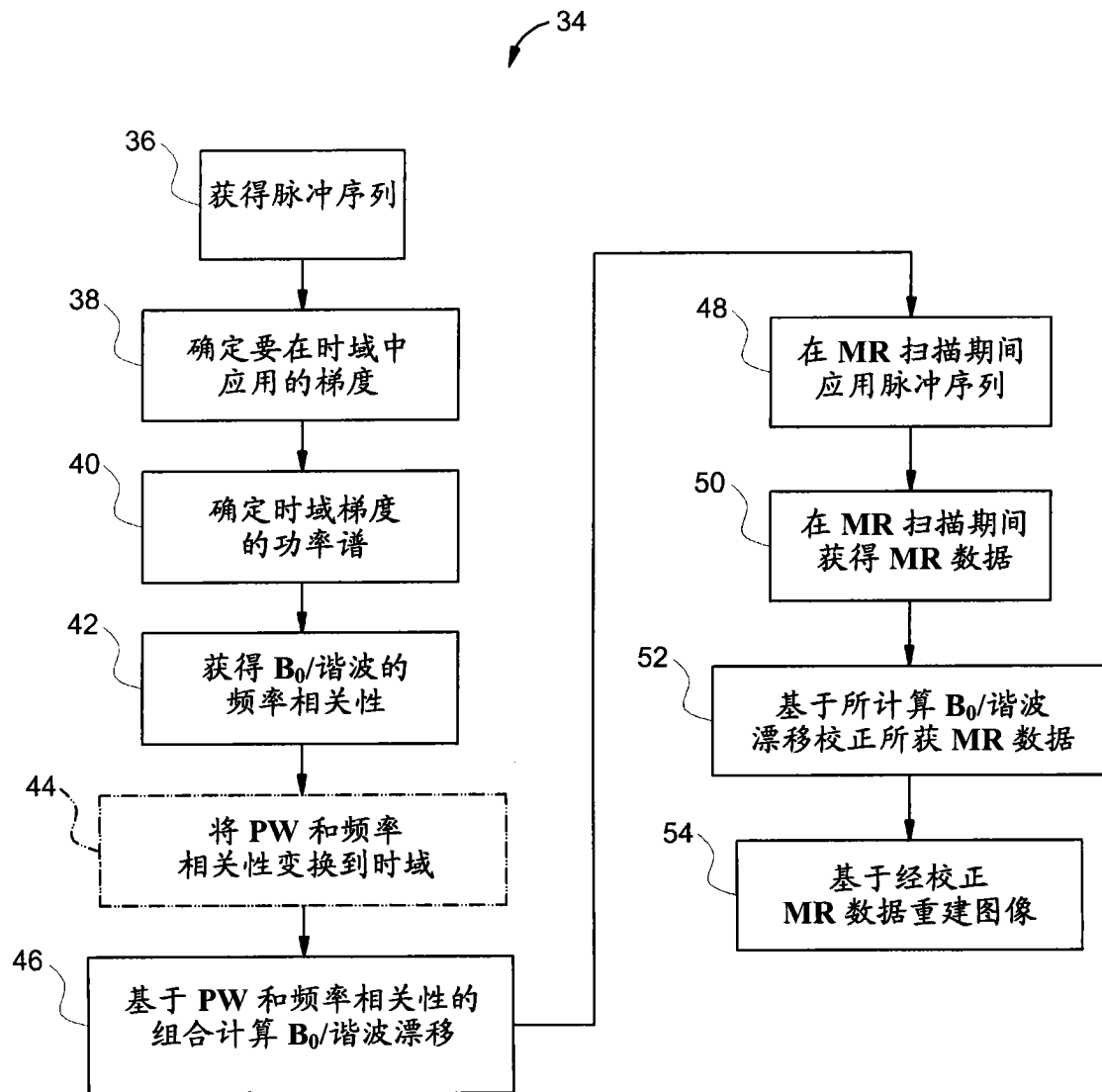


图 3

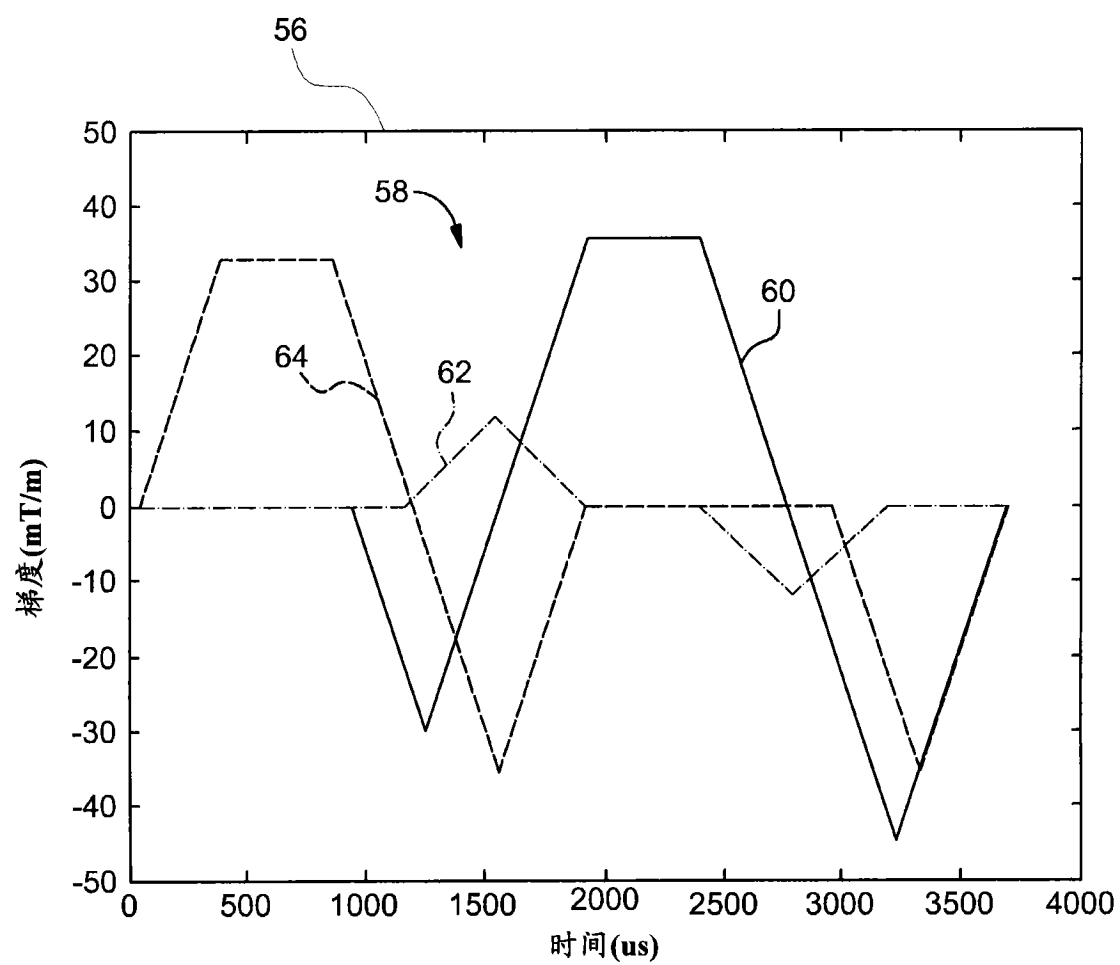


图 4

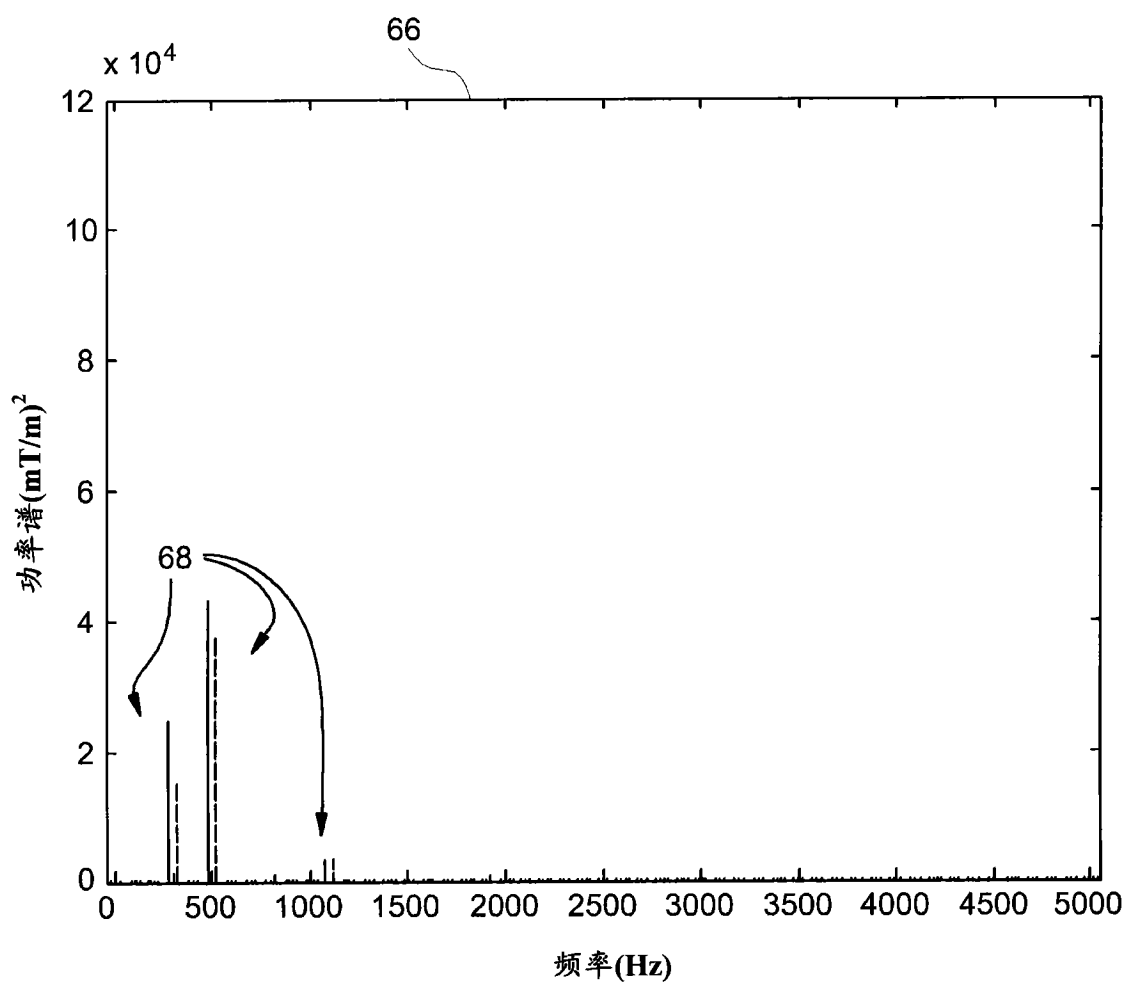


图 5

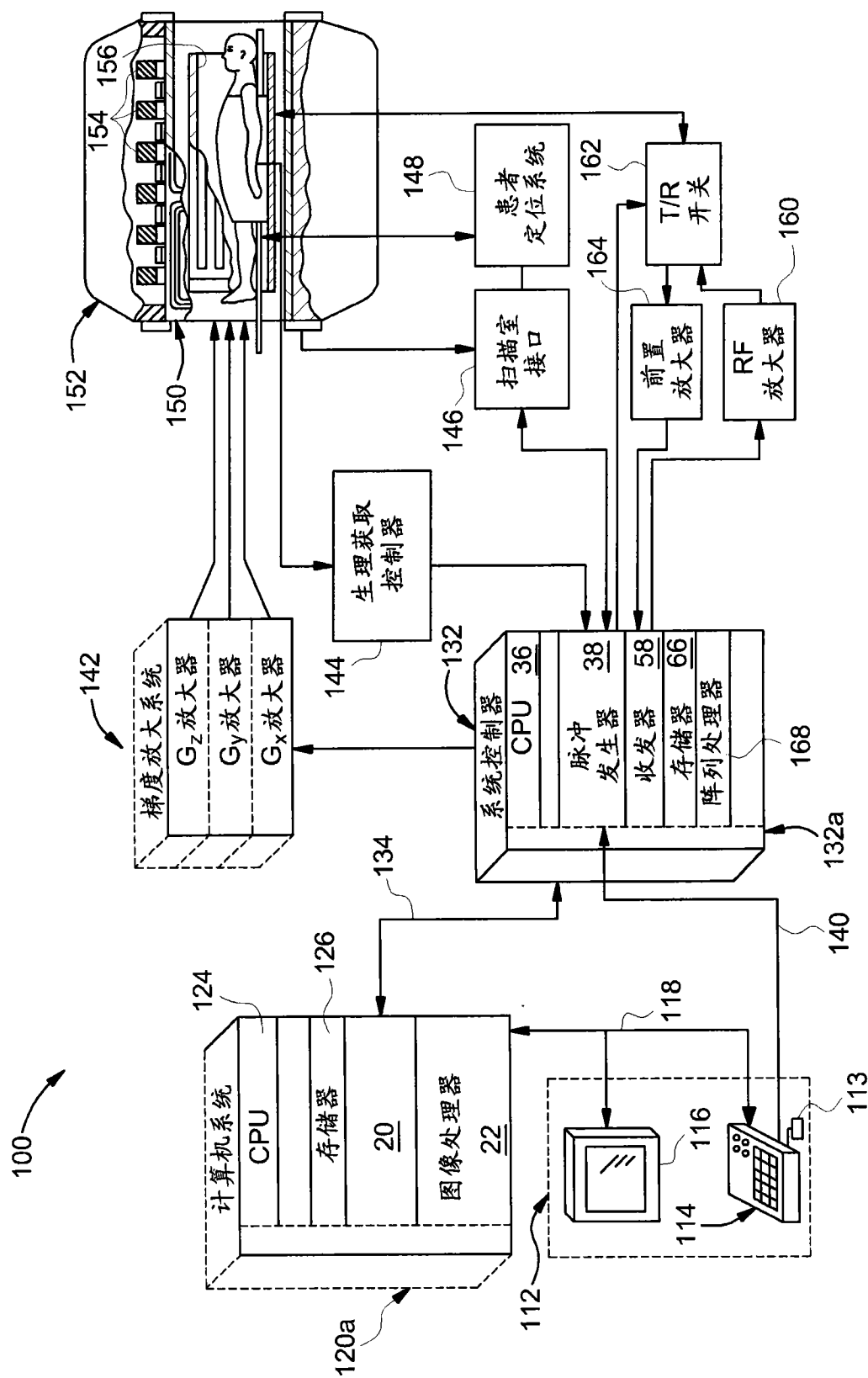


图 6