



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105143904 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201480017259. 5

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(22) 申请日 2014. 01. 24

代理人 金红莲

(30) 优先权数据

61/756, 775 2013. 01. 25 US

61/914, 775 2013. 12. 11 US

(51) Int. Cl.

G01R 33/20(2006. 01)

G01R 33/32(2006. 01)

G01V 3/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2015. 09. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/013004 2014. 01. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/116986 EN 2014. 07. 31

(71) 申请人 明尼苏达大学董事会
地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 X·吴

皮埃尔-弗朗索瓦·范德摩迪勒

S·施米特 K·乌格比尔

E·奥尔巴齐

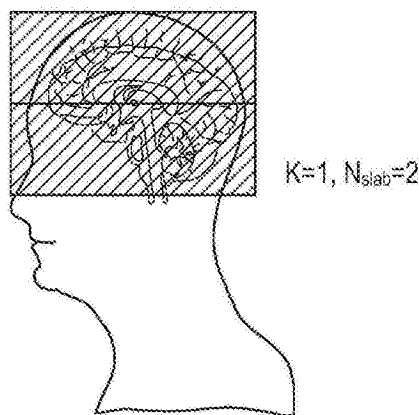
权利要求书2页 说明书17页 附图5页

(54) 发明名称

用于多信道发射机的多频带射频 / 磁共振成像脉冲设计

(57) 摘要

提供了一种用于磁共振成像 (“MRI”) 系统的、用于设计多信道、多频带射频 (“RF”) 脉冲的方法。该方法包括:通过对包含复数值向量的原函数进行最小化,来为多信道 RF 线圈中的每一个信道确定多个 RF 幅度调制和多个 RF 相位调制。原函数还包含系统矩阵,所述系统矩阵说明多信道 RF 线圈中每一个信道的空间敏感度轮廓以及多频带 RF 脉冲中每一个激发频带的磁场图。



1. 一种指示磁共振成像 (MRI) 系统来生成多频带射频 (RF) 脉冲的方法, 所述方法的步骤包括:

a) 通过使原函数最小化来确定多信道 RF 线圈中的每一个信道的 RF 幅度调制和 RF 相位调制, 所述原函数包括:

包含所述 RF 幅度调制和 RF 相位调制的复数值向量; 以及

系统矩阵, 所述系统矩阵说明所述多信道 RF 线圈中每一个信道的空间敏感度轮廓以及所述多频带 RF 脉冲中每一个激发频带的磁场图; 以及

b) 指示所述 MRI 系统使用在步骤 a) 中确定的所述 RF 幅度调制和 RF 相位调制来生成至少一个多频带 RF 脉冲。

2. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 步骤 a) 包括: 为所述多信道 RF 线圈中的每一个信道确定不同的 RF 幅度调制和 RF 相位调制。

3. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 步骤 b) 包括: 在将所述多频带 RF 脉冲波形分成所述多信道 RF 线圈的多个不同信道之前、使用单信道发射机来发射多频带 RF 脉冲波形, 此时每个多频带 RF 脉冲波形都经受由步骤 a) 中确定的所述 RF 幅度调制和 RF 相位调制所确定的信道专用的幅度和相位变化。

4. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 步骤 b) 包括: 独立地控制所述多信道 RF 线圈中的每一个信道以便使用在步骤 a) 中为该信道确定的 RF 幅度调制和 RF 相位调制来生成多频带 RF 脉冲。

5. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 步骤 a) 包括:

a) i) 选择对要被每一个多频带 RF 脉冲激发的切片数量进行定义的多频带因子;

a) ii) 确定要设计的多频带 RF 脉冲的数量;

a) iii) 基于所选择的多频带因子和所确定的多频带 RF 脉冲数量来定义要激发的多个板; 以及

其中步骤 b) 包括: 生成多个多频带 RF 脉冲、指示所述 MRI 系统使用步骤 a) 中确定的所述 RF 幅度调制和 RF 相位调制来生成多个多频带 RF 脉冲, 其中所述多个多频带 RF 脉冲激发步骤 a) iii) 中定义的所述多个板。

6. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 步骤 a) 包括: 使用 k 空间中的单个辐条轨迹来确定每一个 RF 幅度调制和每一个 RF 相位调制。

7. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 步骤 a) 包括: 为 k 空间中的多个不同的辐条轨迹的每一个确定 RF 幅度调制和 RF 相位调制。

8. 一种指示磁共振成像 (MRI) 系统生成多个多频带射频 (RF) 脉冲的方法, 所述方法的步骤包括:

a) 选择对要被每一个多频带 RF 脉冲激发的切片数量进行定义的多频带因子;

b) 确定要设计的多频带 RF 脉冲的数量;

c) 基于所选择的多频带因子和所确定的多频带 RF 脉冲数量来定义要激发的多个板;

d) 通过使原函数最小化来确定多信道 RF 线圈中的每一个信道的 RF 幅度调制数量和 RF 相位调制数量, 所述原函数包括:

包含每一个多频带 RF 脉冲的所述 RF 幅度调制和 RF 相位调制的复数值向量; 以及

系统矩阵, 所述系统矩阵说明所述多信道 RF 线圈中每一个信道的空间敏感度轮廓、每

一个多频带 RF 脉冲中每一个激发频带的磁场图、以及每一个多频带 RF 脉冲的磁场梯度数量；以及

e) 指示所述 MRI 系统使用在步骤 d) 中确定的所述 RF 幅度调制和 RF 相位调制来生成多个多频带 RF 脉冲,其中所述多个多频带 RF 脉冲激发步骤 c) 中定义的多个板。

9. 如权利要求 8 所述的方法,其特征在于,步骤 c) 包括:定义每一个板的空间位置以及每一个板要被激发的次序。

10. 如权利要求 9 所述的方法,其特征在于,步骤 c) 包括:将所述次序定义为交织的次序。

11. 如权利要求 9 所述的方法,其特征在于,步骤 c) 还包括:对位于每一个板内的多个切片的每一个定义空间位置。

12. 如权利要求 10 所述的方法,其特征在于,所述多个切片的空间位置相等地分布在每一个板中。

13. 一种使用磁共振成像 (MRI) 系统同时激发受试者中的多个不同切片位置的方法,所述方法的步骤包括:

a) 计算要应用于多信道 RF 线圈中每一个信道的多频带射频 (RF) 脉冲波形;

b) 通过使原函数最小化,同时对多信道发射机中的每一个信道计算发射信道专用的 RF 幅度调制以及对多信道发射机中的每一个信道计算发射信道专用的 RF 相位调制,所述原函数包括:

包含每一个发射信道的所述发射信道专用的 RF 幅度调制和所述发射信道专用的 RF 相位调制的复数值向量;以及

系统矩阵,所述系统矩阵说明所述多信道 RF 线圈中每一个信道的空间敏感度轮廓、每一个多频带 RF 脉冲中每一个激发频带的磁场图、以及每一个多频带 RF 脉冲的磁场梯度;

c) 指示所述 MRI 系统通过为每一个发射信道将给定发射信道的发射信道幅度和发射信道相位应用于所述给定发射信道的所计算的多频带 RF 脉冲波形来生成 RF 激发场,从而激发所述受试者中多个不同切片位置中的自旋。

14. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,每一个发射信道专用的 RF 幅度调制是相同的全局 RF 幅度调制,且每一个发射信道专用的相位调制是相同的全局 RF 相位调制。

15. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,每一个多频带 RF 脉冲的磁场梯度定义了相同的 k 空间轨迹。

16. 如权利要求 15 所述的方法,其特征在于,所述相同的 k 空间轨迹是辐条轨迹。

17. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,每一个多频带 RF 脉冲的磁场梯度定义了不同的 k 空间轨迹。

用于多信道发射机的多频带射频 / 磁共振成像脉冲设计

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求以下两件美国临时专利申请的权益：2013年1月25日提交的第61/756,775号、题为“SYSTEM AND METHOD FOR MULTIBAND RADIO FREQUENCY MAGNETIC RESONANCE IMAGING PULSE DESIGN FOR USE WITH A MULTICHANNEL TRANSMITTER(用于多信道发射机的多频带射频磁共振成像脉冲设计的系统和方法)”以及2013年12月11日提交的第61/914,775号、题为“SYSTEM AND METHOD FOR MULTIBAND RADIO FREQUENCY MAGNETIC RESONANCE IMAGING PULSE DESIGN FOR USE WITH A MULTICHANNEL TRANSMITTER(用于多信道发射机的多频带射频磁共振成像脉冲设计的系统和方法)”。

关于联邦赞助研究的声明

[0002] 本发明通过政府支持、依据国家健康协会获奖的RR008079、EB015894和MH091657而作出。政府对本发明有特定的权利。

发明背景

[0003] 发明领域是用于磁共振成像(“MRI”)的系统和方法。具体而言,本发明涉及用于设计、优化和填补用于MRI中的多频带射频(“RF”)脉冲的系统和方法。

[0004] MRI中的高及超高磁场(诸如3特斯拉(3T)和7特斯拉(7T)的场)的最近可用性已经能以不断增加的空间分辨率来进行人脑的解剖学及功能性MRI(“fMRI”)研究,且在fMRI应用的情况下,能对神经元活性升高的站点启用保真度。然而,即使在采用单脉冲切片采集法、诸如回波成像(“EPI”)时,在整个人脑上获得这种高分辨率fMRI数据会遇到长空间重复时间(“TRs”)的不期望结果。已经使用如下方法来解决上述问题:即,通过使用多切片、二维EPI策略的并行成像原理,进行多切片的同时多频带(“MB”)RF激发,其中对同时采集的切片进行后续去混叠。该方法允许空间TR(volume TR)直接降低一个因子(称为MB因子),该因子等于同时激发的切片的数目。

[0005] MB方法的使用已经在基于任务的fMRI和休息状态MRI中取得了显著成功,导致休息状态网络的改进检测以及揭露这种网络的临时动态的新分析策略。采用该方法还显著降低在扩散成像技术中通常会很长的成像采集时间,所述扩散成像技术诸如高角扩散加权成像(“HARDI”)和扩散频谱成像(“DSI”)。如此,MB RF脉冲的使用已经使这些成像技术的使用对于像人类连接体项目(Human Connectome Project)这样的工作来说变得切实可行和不可或缺。在这些应用中,去混叠过程所容忍的可实现MB因子可以通过使用EPI中的梯度标志将同时采集的切片沿相位编码维度部分地移位而显著改进。注意到,MB方法可与除EPI以外的空间编码策略一同使用,诸如一次(例如,闪光FLASH)一个k空间行地采集的梯度回叫回波、快速自旋回波等等。此外,MB方法可应用于除fMRI以外的成像应用,一般包括其中基本上同时采集多个切片的任何成像应用。

[0006] 然而,尽管有这些收获,但是高(3T和4T)磁场和超高(7T及更高)磁场下的切片加速多频带方法的优选使用被发射B1(“B1+”)不同质性和功率沉积约束条件所妨碍。信噪比(“SNR”)和图像对比度变得空间不均匀,且在一些位置处由于不均匀B1+而变得次优,所述不均匀B1+由于在这些场强下存在行波行为而产生的破坏性干扰的结果而产生。这

些 B1+ 不同质性已在 4T 处特别是 7T 处很好地记录,但在 3T 处足够强以引起大脑中央和外围部分之间的 SNR 差异,特别是在基于自旋回波 (“SE”) 的序列中。类似地,特别是在超高磁场下和 / 或在采用 SE 序列时,最大可实现的切片加速度因子可受功率沉积所限制。当切片数量和空间 TR 被保持相同时,多频带方法与常规的单切片激发相比不沉积更多功率,即使峰值功率会随 MB 因子呈二次地递增;然而,通过 MB 因子加速导致功率沉积中的 MB 倍增加,这对可实现的加速度产生限制。

[0007] 这些限制在临床诊断中人体躯干及四肢的成像中也是最重要的。特别是,使用诸如涡轮自旋回波 (也称为快速自旋回波及相关衍生物) 等序列的成像在用多频带方法实现时会经受功率沉积和 B1+ 不同质性,其中所述序列是大脑、躯干及四肢成像中大量临床扫描的基础。

[0008] 因此,会期望提供一种用于为多信道传输应用、设计和提供多频带 RF 脉冲的方法,其中所设计的多频带 RF 脉冲与当前可用的多信道、多频带 RF 技术相比已经减少了 B1+ 不同质性且降低了功率沉积 (包括降低的全局 SAR、降低的峰值局部 SAR 和 / 或降低的峰值 RF 功率)。

发明概述

[0009] 本发明通过提供一种指示磁共振成像 (“MRI”) 系统来生成多个多频带射频 (“RF”) 脉冲的方法,克服了上述缺陷。该方法包括预计算阶段,在此阶段选择对要被每一个多频带 RF 脉冲所激发的切片数量进行定义的多频带因子,确定要设计的多频带 RF 脉冲的数量,以及确定要基于所选择的多频带因子和所确定的多频带 RF 脉冲数目而激发的多个板。该方法包括通过为多频带 RF 线圈中的每一个信道确定 RF 幅度调制数量和 RF 相位调制数量来设计多频带 RF 脉冲。这些值通过使包括复数值向量的原函数最小化来确定,所述原函数包含每一个脉冲的 RF 脉冲幅度调制和 RF 脉冲相位调制。所述原函数还包含系统矩阵,所述系统矩阵说明多信道 RF 线圈中每一个信道的空间敏感度轮廓、多频带 RF 脉冲中每一个激发频带的磁场图、以及每一个多频带 RF 脉冲的磁场梯度数量。MRI 系统针对使用通过这一最小化确定的 RF 幅度调制和 RF 相位调制来产生多频带 RF 脉冲。

[0010] 本发明另一方面是提供一种指示磁共振成像 (“MRI”) 系统来产生多频带射频 (“RF”) 脉冲的方法。该方法包括通过为多频带 RF 线圈中的每一个信道确定 RF 幅度调制和 RF 相位调制来设计多频带 RF 脉冲。这些值通过使包括复数值向量的原函数最小化来确定,所述原函数包含 RF 脉冲幅度调制和 RF 相位调制。所述原函数还包含系统矩阵,所述系统矩阵说明多信道 RF 线圈中每一个信道的空间敏感度轮廓以及多频带 RF 脉冲中每一个激发频带的磁场图。MRI 系统针对使用通过这一最小化确定的 RF 幅度调制和 RF 相位调制来产生多频带 RF 脉冲。

[0011] 本发明的以上及其他方面和优点将从以下说明书中显而易见。在说明书中,参考形成说明书一部分的附图,其中通过图示示出本发明的优选实施例。然而,这种实施例不必要表示本发明的完全范围,因此参考权利要求书且在此解释本发明的范围。

附图简述

[0012] 图 1A 是用于激发两个板 ($N_{\text{slab}} = 2$) 的一个多频带 (“MB”) 射频 (“RF”) 脉冲 ($K = 1$) 的板指示的示例;

[0013] 图 1B 示出以下板指示的示例:用于激发三个板 ($N_{\text{slab}} = 3$) 的一个 MB RF 脉冲 (K

= 1)、用于激发四个板 ($N_{s1ab} = 4$) 的两个 MB RF 脉冲 ($K = 2$)、用于激发六个板 ($N_{s1ab} = 6$) 的两个 MB RF 脉冲 ($K = 2$)、用于激发六个板 ($N_{s1ab} = 6$) 的三个 MB RF 脉冲 ($K = 3$)、以及用于激发九个板 ($N_{s1ab} = 9$) 的三个 MB RF 脉冲 ($K = 3$)；

[0014] 图 2A 和 2B 示出用于激发四个板 ($N_{s1ab} = 4$) 的两个 MB RF 脉冲 ($K = 2$) 的不同板指示, 其中板位置未空间交织；

[0015] 图 3A 和 3B 描述了板内的切片位置的示例；

[0016] 图 4 是磁共振成像 (“MRI”) 系统的示例的框图；以及

[0017] 图 5 是射频 (“RF”) 系统的示例的框图, 所述射频系统形成图 4 的 MRI 系统的一部分并且包括多信道发射机和接收机。

发明的详细描述

[0018] 提供了一种用于多信道发射 (“pTx”) 多频带 (“MB”) 脉冲设计的方法, 所述方法解决了发射 B1 (“B1+”) 不同质性和 RF 功率沉积的上述问题。所述方法能够产生 pTx MB 脉冲设计, 该设计能同时在多个离散切片中提供显著改进的 B1+ 同质化而无需使用相对于单信道圆极化 (“CP”) 模式应用较高的 RF 功率。脉冲设计也能够实现功率沉积的节约。因此, 本发明能够改进 B1 同质性而得到改进的 SNR 和对比噪声比 (“CNR”), 而同时减少目标功率沉积, 这可以包括全局 SAR、峰值局部 SAR 和 / 或峰值 RF 功率。

[0019] 通常, 在多信道 MB 激发中可以采用两种策略来查找基础 RF 脉冲的射频 (“RF”) 大小和相位调制 (即, RF 填充值) 以便减轻 B1+ 不同质性。一种策略, 在此称为频带联合设计, 是为全部 M 个单频带 (“SB”) 脉冲获得一组公共的信道专用 RF 填充值, 所述全部 M 个单频带脉冲被组合以同时激发 M 个切片。该解决方案可以使用携带 MB 脉冲形状的单个信道发射机来应用, 所述所述 MB 脉冲形状然后被分成多个不同信道并且经受信道专用的相位和幅度变化。在该方法中, MB 脉冲的 M 个 SB 脉冲中的每一个 SB 脉冲经历相同的信道专用相位和幅度变化。另一种策略, 在此称为频带专用设计, 是为多信道发射机的每一个信道计算用于 M 个 SB 脉冲的每一个 SB 脉冲的一组不同的填充值。以下将依次讨论这些方法的每一种。

[0020] 在针对均匀激发 (即, 均匀 |B1+|) 的频带联合方法中, M- 频带 Q- 信道激发的 RF 填充值可以通过求解以下幅值最小平方问题来获得：

$$\min_{\mathbf{w}} \left\{ \left\| \mathbf{A}\mathbf{w} - \mathbf{d} \right\|_2^2 + \lambda \left\| \mathbf{w} \right\|_2^2 \right\} \quad (1) ;$$

[0021] 其中

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_1 \\ \mathbf{A}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{A}_M \end{bmatrix} \quad (2) ;$$

[0022] 以及

$$\mathbf{w} = \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ \vdots \\ w_Q \end{bmatrix} \quad (3)。$$

[0023] 在公式 (1) - (3) 中, \mathbf{A} 是组合的复数值矩阵, 其中 $\mathbf{A}_m (m = 1, 2, \dots, M)$ 是包括第 m 个频带的个别信道的 B1+ 空间敏感度轮廓和 ΔB_0 图的系统矩阵; \mathbf{w} 是复数值向量, 其中 $w_q (q = 1, 2, \dots, Q)$ 是第 q 个信道的 RF 填充值; d 是表示期望的横向磁化的标量; 以及 λ 是正则化参数。

[0024] 在频带专用的方法中, 可以求解:

$$\min_{\mathbf{w}_{full}} \left\{ \left\| \mathbf{A}_{full} \mathbf{w}_{full} - d \right\|_2^2 + \lambda \left\| \mathbf{w}_{full} \right\|_2^2 \right\} \quad (4) ;$$

[0025] 其中

$$\mathbf{A}_{full} = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_1 & \cdots & \mathbf{0} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{0} & \cdots & \mathbf{A}_M \end{bmatrix} \quad (5) ;$$

[0026] 以及

$$\mathbf{w}_{full} = \begin{bmatrix} \mathbf{w}_1 \\ \mathbf{w}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{w}_M \end{bmatrix} \quad (6)。$$

[0027] 在公式 (4) - (6) 中, \mathbf{A}_{full} 是块对角矩阵, 其中 \mathbf{A}_m 是对角元素矩阵, 而 \mathbf{w}_{full} 是级联向量, 其中 $\mathbf{w}_m (m = 1, 2, \dots, M)$ 是第 m 个频带的个别信道的 RF 填充值的向量。

[0028] 值得注意, 构成最终加总 MB 脉冲的 M 个基础 RF 脉冲随着引入的时间而具有不同的相位演化 (即, 不同斜率的线性相位坡度) 以便定向同时激发的 M 个切片的每一个切片的频移。因此, 根据 Parseval 的理论, 给定时间段内的功率沉积由所采集的切片数量来确定, 无论切片是使用 MB 方法还是使用常规的单切片激发过程来采集。结果, $\left\| \mathbf{w}_{full} \right\|_2^2$ 项的使用是对于频带专用 pTx MB 脉冲设计中的总 RF 功率的最优约束条件。类似地, 以下项可用作全局 SAR 的最优约束条件:

$$\left\| \mathbf{S}_0 \mathbf{w}_{full} \right\|_2^2 \quad (7) ;$$

[0029] 其中 \mathbf{S}_0 是全局 SAR 矩阵。峰值局部 SAR 管理也可以在频带专用 pTx MB 脉冲设计中使用将最终加总脉冲形状结合到约束条件中的约束条件、并同时优化一个以上参数 (诸如全局 SAR 和峰值局部 SAR) 来实现。

[0030] 还值得注意, 在频带专用 pTx MB 脉冲设计中, 最终 RF 脉冲的应用要求对个别信道的独立控制 RF 脉冲。这是因为每信道的最终 RF 脉冲是 M 个不同基础脉冲分别与不同权重

相乘后的加总,因此不能仅仅用信道专用权重 w'_q 乘以一个公共脉冲来表示。

[0031] 例如, MB RF 脉冲可以被设计为单辐条(即,在横向平面中没有梯度编码),或者被设计为更复杂的构造(例如,多辐条)以便在所关注空间(volume)中同时激发期望的、具有 $|B1+|$ 同质化的谐振频带。这一脉冲设计的统一目标可以被定义为期望切片中的同质 $|B1+|$ 。该目标可以通过手动创建空间掩码来产生,该空间掩码仅覆盖频带中所关注空间的部分。RF 幅值和相位调制可以用可变交换算法来计算,该可变交换算法具有在脉冲计算时未考虑的所关注空间之外的体元。目标也可以是统一(即,均匀激发)之外的其他目标,并且可以被裁剪以实现 $B1+$ 在所关注区域上的具体的、预定义的空间分布。例如,目标可以可以是聚焦或“缩放”以便在一个子区域或多个子区域中实现高 $B1+$ 以及在其他子区域中实现低 $B1+$ 。

[0032] 设计有单辐条的 RF 脉冲也可以通过将 RF 幅值按比例增加以达 180 度翻转角而同时维持相同级别的翻转角同质化而用于重新聚焦。然而,当多辐条被期望用于进一步改进翻转角同质性时,应当考虑大尖角脉冲设计方法(诸如最优控制方法)来维持激发保真度。

[0033] 以此方式设计的 MB RF 脉冲可以被构造成一次用多个切片来覆盖所关注空间,诸如人的头部或躯干的分段,其中每组切片自身的优化取决于在所关注空间中操纵的切片的具体位置。MB 脉冲的上述设计也可以结合静态磁场 B_0 不同质性以得到更好的脉冲性能。

[0034] 在多频带成像方法中,多个切片被同时(或基本同时)激发,随后一起采集,且最终被去混叠以产生对应于个别切片的图像。该过程用一组不同的切片进行重复以覆盖所关注空间(“VOI”)。例如,如果期望分辨率为 1mm 各向同性,则切片“厚度”为 1mm。因此,如果 VOI 在切片方向具有 120mm 的尺寸,则会需要 120 个切片、以 1mm 各向同性分辨率来覆盖 VOI。

[0035] 在常规的多切片方法中,每一个切片分别在二维采集中被激发和成像,例如使用读出梯度和相位编码梯度来编码两个正交的面方向。因此,在常规的多切片方法中,对于上述示例会需要 120 个分开的激发和数据采集。对于多频带方法,使用例如 MB 因子 4,则可以仅使用 30 个激发和后续数据采集来覆盖相同的 VOI。在该情况下,此处描述的脉冲优化会对于 30 组四离散切片而执行,而不考虑沿切片厚度的 $B1$ 和 $B0$ 的潜在变化,因为它很小。

[0036] 替代的“混合”方法会是激发非 1mm 切片,而是较厚的板,诸如 10 mm 厚的板。该实例中大于 1 的 MB 因子会对应于基本上同时激发多个板。例如,对于 MB 因子 4,会使用三组四板激发来覆盖上例中 120mm 厚的 VOI。在该情况下,为了获得 1mm 各向同性分辨率,会使用三维采集。在这一采集中,沿板方向添加相位编码维度。在上述示例中,会需要十个这样的相位编码来获得沿 10mm 厚板的名义 1mm 分辨率。

[0037] 在混合方法中,使用三维傅立叶变换来将板沿板方向以及沿其他两个正交方向解析为 1mm 的“切片”。然后,同时或基本同时激发的“板”使用并行成像原理彼此去混叠。在该采集方案中,用于“板”选择性脉冲的脉冲优化可以如上所述实现。任选地,沿板维度的 $B1$ 或 $B0$ 变化可以被忽略,它在板的位置处平均优化,如同采集个别薄切片的情况一样。然而,通过使用混合成像方法,优化也可以考虑 $B1$ 的不同质性,或者 $B1$ 和 $B0$ 一起的不同质性,所述不同质性不仅在面方向上(如同薄切片的情况),也可以沿板的厚度。

[0038] 使用 pTx 脉冲设计进行 MB 激发可以实现以下好处。首先, $B1+$ 不同质性的影响可以最小化。其次,可以实现其他约束条件,诸如最小化局部或全局功率沉积,所述局部或全

局功率沉积可以被测量为比吸收率 (“SAR”) 的减少。在一示例中, 这些优点可以通过利用具有仅平面中梯度标志 (gradient blips) 的所谓的 3D 辐条切片选择性 RF 脉冲来提供。该方法允许平面中的 B1 同质化, 同时允许锐利切片轮廓的生成。而且, 全局和局部 SAR 的管理以及平均和峰值 RF 功率也可以被结合至脉冲设计中, 以便符合技术和安全约束条件两者。

[0039] 当获得大的所关注空间 (“VOI”) 的 MB 数据时, 诸如整个脑部, 即使在沿被成像的对象的最短形态维度进行采集时, 也需要激发和采集许多切片。例如, 为了覆盖整个人脑, 包括大脑、小脑和脑干, 会要求总共 104 个切片来填充 130mm 的典型维度, 沿切片维度具有 1.25mm 的空间分辨率。对于这么多切片, 对于医疗应用来说, 为每一个个别成像切片的个别发射信道获得 B1+ 轮廓以及执行后续大规模优化问题以使用上述按切片过程来设计多个 pTx MB RF 脉冲所需要的时间会不切实际地长。

[0040] 例如, 具有用于 104 个切片的典型脉冲设计规范 (例如, 约 5mm 的平面中分辨率和用于脉冲优化的单辐条) 的 16- 信道脉冲设计会在脉冲设计问题中得到 166400×1664 个矩阵。求解这一大优化问题是有挑战的, 特别是在功率沉积包括附加约束条件时。查找这一情况下令人满意的解决方案所需要的计算时间以当前可用的计算资源来说可能过长。

[0041] 而且, 根据 MB 脉冲序列的现有技术实现方式的当前状态, 由于有限的最大允许存储器分配, 因此作为切片专用的脉冲设计的结果而维持大量不同的 pTx SB 和 pTx MB 脉冲可能是困难的。例如, 应用切片专用的 pTx MB 脉冲来以 MB 因子 4 (即, $M = 4$) 采集 104 个切片可能要求该序列创建和准备总共 130 个 pTx 脉冲 (104 个 pTx SB 脉冲加上 26 个 pTx MB 脉冲) 用于 RF 激发。如果手头的脉冲序列是自旋回波序列, 则附加的用于重新聚焦的 130 个脉冲会是必要的。这一数目的 pTx 脉冲在现有技术 MRI 系统的当前状态下会难以维持, 现有技术 MRI 系统可能受限于它们对于最大数量 RF 脉冲 (诸如最大数量 128 个 RF 脉冲) 被允许的存储器分配。

[0042] 即使对 RF 脉冲的最大数量没有限制, 应用大量切片专用的 pTx 脉冲可能使得时间效率较差, 因为脉冲序列准备时间与要应用的 pTx 脉冲的数量成比例。注意到, 较高分辨率的使用会导致大量的切片, 大量切片进而可以产生进一步的困难。因此, 以逐切片的方式对于整个脑部覆盖范围执行 pTx MB 脉冲设计可能造成时间成本和计算要求成本非常高, 并且实际上在用当前仪器的医疗时间约束条件内可能不可行。

[0043] 为了解决这些问题, 上述脉冲设计方法可适于提供一种用于覆盖大 VOI (诸如整个脑部覆盖范围) 的 pTx MB RF 脉冲设计的有效、高效且实际的策略。以下讨论为说明目的使用整个脑部的示例, 但可用于任何大 VOI 覆盖范围, 如可应用于躯干成像或整个人体成像。

[0044] 在上述方法的此适配中, 对于要为数据采集的切片不实施任何逐切片的 pTx 脉冲设计。相反, 对于为覆盖整个 VOI 而规定的少量板设计出构成 pTx MB 脉冲的 pTx SB 脉冲。板的数量由所期望的 pTx MB 脉冲的数量来确定, 其中 MB 因子有较小的限制。此外, 每一个板的脉冲设计可以通过仅考虑来自所述板内的少量有间隙切片的 B1+ 信息来确定。

[0045] 使用上述方法的此适配将显著减少脉冲设计问题的规模。例如, 考虑具有四个切片的四个板, 每一个都用于设计一个 16- 信道、单辐条 pTx MB4 脉冲 (即, MB 因子 $M = 4$) 将会使传输矩阵的尺寸减小为 25600×64 个, 这与使用相同平面中分辨率的逐切片设计时

166400×1664 个的尺寸相比有 169 倍的减少。

[0046] 设计问题的尺寸的显著减少将显著降低找到令人满意的脉冲解决方案所需的计算时间。此外,在 B1+ 映射中仅使用 16 个切片以及在序列中仅使用五个 pTx 脉冲(4 个 pTx SB 脉冲加上 1 个 pTx MB 脉冲)会大大减少扫描时间。

[0047] 上述方法描述了在同时的多切片多频带采集中使用 pTx RF 脉冲以便解决在非常高的场下的增加的 B1+ 不同质性和 RF 功率沉积的问题。该 pTx MB 脉冲设计可以在人脑中同时在多个切片中提供显著改进的 B1+ 均匀性(即,同质性),而不需要使用相对于单信道圆极化(“CP”)模式应用更高的 RF 功率,以及/或者实现功率沉积的节省。

[0048] 然而,如上所述,该方法对于整个脑部覆盖范围需要长采集时间和计算时间。尽管这种计算限制在将来随着不断增长的计算功率和网络速度会毫无疑问地减轻,且用于映射发射 B1 场的采集速度可以增加,但是当前的实际实现方式可通过适配上述方法来实现。

[0049] 在上述 pTx 脉冲设计方法的适配中,可以设计单个或多个 pTx MB 脉冲来在整个 VOI 上在每一个个别采集切片内创建均匀的激发。脉冲设计不是基于从要在最终 MB 采集中采集的每一个切片获得的 B1+ 信息;相反,它是基于仅从 VOI 的独立于采集切片的少量稀疏分布的切片获得的 B1+ 信息。该设计方法的实现方式包括两个一般阶段:预计算阶段和计算阶段,以下分别讨论。

[0050] 预计算阶段的主要目的是规定少量相邻的成像板,所述成像板包含与要设计的个别 pTx MB 脉冲相对应的 VOI。然后,预计算阶段定义每一个板内的切片位置,从所述切片位置将采集 B1+ 图用于后续的脉冲设计。为此,提供了两步骤的过程。

[0051] 第一步骤是确定要设计的 pTx MB 脉冲的数量 K,所述数量 K 与 MB 因子 M 一起得出需要规定的板的数量 N_{slab} ,

$$N_{slab} = K \times M \quad (8)$$

[0052] 板的数量 N_{slab} 应当被视为 K 个组,每一个组具有与不同的 pTx MB 脉冲相对应的 M 个板。在数据采集期间,每一个 pTx MB 脉冲将如同在常规 MB RF 激发中那样被应用,以便通过一次激发 M 个切片来连续地激发驻留在其 M 个板中的全部成像切片,且 K 个 pTx MB 脉冲将被依次展开以激发覆盖整个 VOI 的全部 N_{slab} 个板。

[0053] 图 1A 和 1B 图示在从整个脑部采集同时的多切片多频带数据时用于 pTx MB2 和 MB3(即,MB 因子 M = 2 和 3)RF 脉冲设计的示例的板指示,其中轴向切片在头到脚趾的方向上跨过所述脑部。如图所示,对于给定的 MB 因子,可以考虑不同数量的板,这取决于要设计多少 pTx MB 脉冲。较大数量的 pTx MB 脉冲将得到较大数量的板。注意到,板厚度仅需要对于同一 MB 脉冲的 M 个板相同,而不需要在不同的 pTx MB 脉冲之间相同。

[0054] 还应当注意,图 1A 和 1B 中图示的全部板指示以交织方式布置,其中最大可能的切片间距离跨全部 MB 脉冲是恒定的,以便实现后续 MB 重构中的全局最优切片去混叠。然而,板位置通常不需要被交织并且可以为任何任意次序。例如,在指示用于设计两个 pTx MB2 脉冲的四个板时,一个 pTx MB 脉冲的两个板可以被另一个 MB 脉冲的两个板夹在中间,或者可以堆叠在另一个 MB 脉冲的两个板顶部,如图 2A 和 2B 分别示出。注意到在前一情况下,切片间距离最好在两个 MB 脉冲之间不同,无论使用什么板厚度。另一方面,在堆叠板的后一情况下,如果同一板厚度被指派给全部四个板,则切片间距离可以对于两个 MB 脉冲相同。

[0055] 预计算阶段中的第二步骤是设计个别板内的 B1+ 切片位置。该过程包括确定每一

个板的切片数量以及切片间的距离。图 3A 和 3B 描述了一个板内的切片位置的两个示例。在图 3A 所示的示例中, 总共 14 个切片位于已被指示用于设计两个 pTx MB3 脉冲的六个板内部, 其中切片间距离恒定且边界切片被两个相邻板共享。在图 3B 所示的示例中, 不同数量的切片以随机方式被置于六个板内。应当注意, 最优切片位置可以通过基于电磁模拟或试验采集的 B1+ 图沿着切片选择性方向分析 B1+ 变化来获得。

[0056] 重要的是要注意: 随着要设计的 pTx MB 脉冲的数量增加, 要被指示的板的数量将会增加且平均板厚度会增加。当 pTx MB 脉冲的数量达到采集切片总数除以 MB 因子时, 按板的脉冲设计会返回至上述的按切片的设计。例如, 按板方式设计 26 个 pTx MB4 脉冲来采集 104 个切片实际上是按切片的设计, 因为需要被指示的 104 个板将减少至与 104 个采集切片相一致的 104 个切片。这也意味着上述的按切片的脉冲设计可以被视为更一般化的按板设计的特殊情况。

[0057] 注意到, 板可以从所关注对象的模型得出, 所关注对象可以是人脑。例如, 板可以从诸如单个人类头部模型和 / 或被导出为许多不同受试者的复合或平均的模型等模型中得出。后一模型可以表示人类头部的共同平均 RF 属性。通过结合这样的模型数据, 可能获得一些预设计的 pTx RF 脉冲, 这些脉冲说明受试者间的变异并且可用于不同的扫描, 而对于 B1+ 映射或脉冲计算没有进一步的个别扫描。

[0058] 一旦完成了预计算阶段, 就可以实施计算阶段来获得可减少 B1+ 不同质性的 RF 填充值。这里, 目的是设计彼此不同的 K 个 pTx MB 脉冲。首先, 提供对 RF 功率和 SAR 具有明确约束条件的脉冲设计问题的广义公式。然后, 提供用于设计个别 pTx MB 脉冲的两个策略并且概括了小尖角区中的相应设计问题。

[0059] 广义化的脉冲设计问题可以如下写出:

$$\min_w f_0(w) \quad (9);$$

[0060] 符合

$$(1) f_1(w) \leq gSAR \quad (10);$$

$$(2) f_2(w) \leq lSAR \quad (11);$$

$$(3) f_3(w) \leq P_{ave} \quad (12);$$

$$(4) f_4(w) \leq P_{peak} \quad (13)。$$

[0061] 这里, 原函数 f_0 一般表示激发误差, 未知数 w 是将个别 pTx MB 辐条脉冲的 RF 填充值级联的复数值向量。关于 w 的四个约束条件函数 f_{1-4} 表示所关心的四个最相关的 RF 功率相关量, 并且以不等式形式使用以便对以下施加明确约束条件: (1) 全局 SAR、(2) 局部 SAR、(3) 总 RF 功率、以及 (4) 瞬时峰值 RF 功率, 其中, $gSAR$ 、 $lSAR$ 、 P_{ave} 和 P_{peak} 是相应的 SAR 和功率限制。求解这一受约束的最小化问题导致尝试找到会提供最低可实现激发误差 (即, 最佳可实现激发保真度) 的一组 RF 填充值, 而同时确保所得到的 RF 功率和 SAR 数量在相应的规定限制内。

[0062] 对于小尖角脉冲设计, 原函数 f_0 通常被列公式为平方误差 $\|Aw - d\|_2^2$ 或幅值平方误差 $\| |Aw| - |d| \|_2^2$ 以便对所得激发模式距规定目标模式的偏差进行量化。这里 A 是包括相对于相应信道的输入 RF 功率归一化的多信道 B1 场分布的复数值系统矩阵。系统矩阵 A 也具有在规定的全部切片内的主要场不同质性, 以及按梯度标志的平面中相位调制 (对

应于辐条的 k 空间位置)。参数 d 是表示期望的激发模式的复数值向量 (例如,它可以是给定翻转角的均匀激发的单一性值)。而且,系统矩阵 A 具有块对角的特征结构并且可以被构造为,

$$A = \begin{bmatrix} A_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & A_K \end{bmatrix} \tag{14} ;$$

[0063] 其中 K 是要设计的 pTx MB 脉冲的数量,对角元素矩阵 A_k 是对于第 k 个 pTx MB 脉冲设计的系统矩阵。相应地,具有未知数的向量 w 和目标的向量 d 分别由以下给出:

$$w = \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ \vdots \\ w_K \end{bmatrix} \tag{15} ;$$

[0064] 以及

$$d = \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_K \end{bmatrix} \tag{16} ;$$

[0065]

[0066] 原函数中以 $\|Aw - d\|_2^2$ 或 $\| |Aw| - |d| \|_2^2$ 的形式使用 A、w 和 d 的这种定义,与脉冲设计的目标相一致,即为要设计的 K 个 pTx MB 脉冲的每一个找到一组不同的 RF 填充值。然而,个别系统矩阵 A_k $k = 1, 2, \dots, K$ 的结构以及个别 RF 填充向量 w_k 高度依赖于如何为每一个 pTx MB 脉冲计算个别的 RF 填充组 w_k 。如以下将呈现的,对于 w_k 的计算存在利用不同级别的自由度的两种可能的设计策略,每一个策略对于脉冲设计问题的公式化都具有一个不同的处方。

[0067] 对于每一个个别 pTx MB 脉冲的设计可以考虑两种设计策略。一种策略在此定义为频带专用设计,其用于为组成 pTx MB 脉冲的 M 个 pTx SB 脉冲的每一个找到不同的 RF 填充组。另一种策略在此称为频带联合设计,其用于为构成 pTx MB 脉冲的全部 M 个 pTx SB 脉冲找到公共 RF 填充组。以下,首先提供用于频带专用设计的设计问题,此后提供用于频带联合设计的设计问题。

[0068] 考虑受约束的幅值最小平方最小化,从用于频带专用设计的广义化脉冲设计公式化中衍生的脉冲设计问题可以写成:

$$\min_{w_1, w_2, \dots, w_K} \left\| \begin{bmatrix} A_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & A_K \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ \vdots \\ w_K \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_K \end{bmatrix} \right\|_2^2 \tag{17} ;$$

[0069] 符合,

$$(1) \left(\frac{\Delta t}{T} \sum_{i=1}^N |b(t_i)|^2 \right) \cdot \left(\sum_{k=1}^K N_k \cdot \sum_{m=1}^M \sum_{s=1}^S w_{(k,m,s)}^H Q w_{(k,m,s)} \right) \leq \theta SAR \tag{18} ;$$

$$(2) \left(\frac{\Delta t}{T} \sum_{i=1}^N |b(t_i)|^2 \right) \cdot \left(\sum_{k=1}^K N_k \cdot \sum_{m=1}^M \sum_{s=1}^S \mathbf{w}_{(k,m,s)}^H \mathbf{S}_v \mathbf{w}_{(k,m,s)} \right) \leq P_{\text{SAR}}, v = 1, 2, \dots, V \quad (19);$$

$$(3) \left(\frac{\Delta t}{T} \sum_{i=1}^N |b(t_i)|^2 \right) \cdot \left(\sum_{k=1}^K N_k \cdot \sum_{m=1}^M \sum_{s=1}^S |w_{(k,m,c,s)}|^2 \right) \leq P_{\text{aver}}, c = 1, 2, \dots, C \quad (20);$$

$$(4) \|\mathbf{M} \mathbf{w}_{(k,c,s)}\|_{\infty}^2 \leq P_{\text{peak}}, k = 1, 2, \dots, K; c = 1, 2, \dots, C; s = 1, 2, \dots, S \quad (21).$$

[0070] 这里,第 k 个 pTx MB 脉冲的系统矩阵 \mathbf{A}_k 和 RF 填充向量 \mathbf{w}_k 被定义为,

$$\mathbf{A}_k = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_{k,1} & \dots & \mathbf{0} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{0} & \dots & \mathbf{A}_{k,M} \end{bmatrix} \text{ 和 } \mathbf{w}_k = \begin{bmatrix} \mathbf{w}_{k,1} \\ \mathbf{w}_{k,2} \\ \vdots \\ \mathbf{w}_{k,M} \end{bmatrix}, k = 1, 2, \dots, K \quad (22)。$$

注意到矩阵 \mathbf{A}_k 也被构建为块对角,该结构连同 \mathbf{w}_k 的相应定义反映出在为对应于给定 MB 脉冲的 M 个 pTx SB 脉冲的每一个找到不同 RF 填充组的频带专用设计中的目标。矩阵 \mathbf{A}_k 的个别对角元素矩阵以及向量 \mathbf{w}_k 的个别元素向量进一步由下式给出,

$$\mathbf{A}_{k,m} = [\mathbf{A}_{k,m,1}, \mathbf{A}_{k,m,2}, \dots, \mathbf{A}_{k,m,C}] \text{ 以及} \quad (23);$$

$$\mathbf{w}_{k,m} = \begin{bmatrix} \mathbf{w}_{(k,m,1)} \\ \mathbf{w}_{(k,m,2)} \\ \vdots \\ \mathbf{w}_{(k,m,C)} \end{bmatrix}, m = 1, 2, \dots, M, \quad (24);$$

[0071] 其中

$$\mathbf{A}_{k,m,c} = [\mathbf{A}_{k,m,c,1}, \mathbf{A}_{k,m,c,2}, \dots, \mathbf{A}_{k,m,c,S}] \quad (25);$$

$$\mathbf{A}_{k,m,c,s} = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_{k,m,c,s,1} \\ \mathbf{A}_{k,m,c,s,2} \\ \vdots \\ \mathbf{A}_{k,m,c,s,L(k,m)} \end{bmatrix}, \quad (26);$$

$$\text{且 } \mathbf{w}_{(k,m,c)} = \begin{bmatrix} \mathbf{w}_{(k,m,c,1)} \\ \mathbf{w}_{(k,m,c,2)} \\ \vdots \\ \mathbf{w}_{(k,m,c,S)} \end{bmatrix}, \quad (27);$$

$$c = 1, 2, \dots, C; s = 1, 2, \dots, S, \quad (28);$$

[0072] 其中 m, c 和 s 分别对频带、发射信道和辐条计数;矩阵 $\mathbf{A}_{k,m,c,s,1}$ ($1 = 1, 2, \dots, L^{(k,m)}$) 包括在辐条 s 处从所应用的平面中梯度标志得到的空间依存的相位累加、以及在已经为设计第 k 个 pTx MB 脉冲的第 m 个频带而预定义的全部 $L^{(k,m)}$ 个切片的第 1 个切片内的信道 c 的 B1+ 场图,而 $w_{(k,m,c,s)}$ 是表示 MB 脉冲 k 、频带 m 、信道 c 和辐条 s 的填充值的复数值。注意到确定在搜索最佳解决方案时可用的自由度的未知数的总数因此是 $(K \times M \times C \times S)$,由总

填充向量 w 的维度（即，向量元素的数量）给出。

[0073] 相应地，目标向量 d_k 写成，

$$d_k = \begin{bmatrix} d_{k,1} \\ d_{k,2} \\ \vdots \\ d_{k,M} \end{bmatrix} \text{ 其中 } d_{k,m} = \begin{bmatrix} d_{k,m,1} \\ d_{k,m,2} \\ \vdots \\ d_{k,m,L(k,m)} \end{bmatrix}, \quad (29);$$

[0074] 其中 $d_{k,m,1}$ 是表示切片 1、频带 m 和 pTx MB 脉冲 k 的目标激发轮廓的向量。应当注意，上述的矩阵 $A_{k,m}$ 以及向量 $w_{k,m}$ 和 $d_{k,m}$ 在常规的 pTx 辐条脉冲设计中使用以便基于单个切片 ($L = 1$) 或者同时基于多个切片 ($L > 1$) 来计算单个多信道多辐条 RF 填充组。

[0075] 在四个 RF 功率和 SAR 相关约束条件的公式化中， $w_{(k,m,s)}$ 是施加于 MB 脉冲 k 、辐条 s 和频带 m 的全部信道上的填充值的垂直级联（即， $w_{(k,m,s)} = [w_{(k,m,1,s)}, w_{(k,m,2,s)}, \dots, w_{(k,m,c,s)}]^T$ ），而 $w_{(k,c,s)}$ 是仅施加于辐条 s 的信道 c 上、但用于全部频带的填充值的垂直级联（即， $w_{(k,c,s)} = [w_{(k,1,c,s)}, w_{(k,2,c,s)}, \dots, w_{(k,M,c,s)}]^T$ ）； Q 是全局 SAR 矩阵，而 $\{S_v\}_{v=1,2,\dots,V}$ 表示为估计局部 SAR（例如，10 克 SAR）得出的一组 V 个虚拟观察点（VOP）；应当注意，这些 SAR 矩阵已结合了 SAR 计算中独立于 RF 脉冲的全部因子，包括组织特性和空间平均。这里， N_k 是 MB 脉冲 k 被应用于 MB 数据采集中的次数（例如，在 MB 单次 EPI 中， $\sum_{k=1}^K N_k M$ 将给出所采集的切片总数）， T 是用于 RF 功率平均的时间窗（例如，它可以是采集中使用的重复时间）， Δt 是 RF 脉冲的停留时间，而 $b(t)$ 是用 N 个时间点定义的基础脉冲波形（例如，常规的 sinc 脉冲）。矩阵 M 是由 M 个常规的未填充 SB RF 脉冲组成的矩阵， $a_m(t)$ ， $m = 1, 2, \dots, M$ ，并且可以被构造为

$$M = \begin{bmatrix} a_1(\Delta t) & a_2(\Delta t) & \dots & a_M(\Delta t) \\ a_1(2\Delta t) & a_2(2\Delta t) & \dots & a_M(2\Delta t) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_1(N\Delta t) & a_2(N\Delta t) & \dots & a_M(N\Delta t) \end{bmatrix} \quad (30);$$

[0076] 其中 $a_m(t) = b(t) \cdot \exp[-i \gamma G \cdot (m-1) z_0 \cdot t]$ ，其中 γ 是旋磁比， G 是切片选择性梯度的最大幅度，而 z_0 是 SB 脉冲间的切片间距离。

[0077] 重要的是注意到矩阵向量乘积 $Mw_{(k,c,s)}$ 得到在施加于信道 c 上的辐条 s 处的 pTx MB 脉冲 k 的最终加总的 MB 脉冲形状，其中其最大绝对值被平方（即， $\|Mw_{(k,c,s)}\|_{\infty}^2$ ）得到相应的瞬时峰值 RF 功率，且因此，满足在全部 K 个 pTx MB 脉冲、全部 C 个信道和全部 S 个辐条上的第四不等式从而确保了全部所设计的 pTx MB 脉冲的瞬时峰值 RF 功率将在 RF 功率放大器所允许的最大峰值功率内。此外，脉冲设计形式可以有效地求解，例如经由内点方法。

[0078] 还重要的是注意到频带专用 pTx MB 脉冲的应用依赖于具有完全独立的多个发射信道的 pTx 系统（例如，独立的 RF 合成器、独立的 RF 放大器），因为信道专用的 RF 波形彼此完全不同。

[0079] 类似地，频带联合设计的脉冲设计问题可以被列公式为：

$$\min_{w_1, w_2, \dots, w_K} \left\| \begin{bmatrix} A_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & A_K \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ \vdots \\ w_K \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_K \end{bmatrix} \right\|_2^2 \quad (31);$$

[0080] 符合

$$(1) \left(\frac{\Delta t}{T} \sum_{i=1}^N |b(t_i)|^2 \right) \cdot \left(M \sum_{k=1}^K N_k \cdot \sum_{s=1}^S w_{(k,s)}^H Q w_{(k,s)} \right) \leq gSAR \quad (32);$$

$$(2) \left(\frac{\Delta t}{T} \sum_{i=1}^N |b(t_i)|^2 \right) \cdot \left(M \sum_{k=1}^K N_k \cdot \sum_{s=1}^S w_{(k,s)}^H S_v w_{(k,s)} \right) \leq ISAR, v = 1, 2, \dots, V \quad (33);$$

$$(3) \left(\frac{\Delta t}{T} \sum_{i=1}^N |b(t_i)|^2 \right) \cdot \left(M \sum_{k=1}^K N_k \cdot \sum_{s=1}^S |w_{(k,c,s)}|^2 \right) \leq P_{\max}, c = 1, 2, \dots, C \quad (34);$$

$$(4) A_0^2 \cdot |w_{(k,c,s)}|^2 \leq P_{\text{peak}}, k = 1, 2, \dots, K; c = 1, 2, \dots, C; s = 1, 2, \dots, S \quad (35)。$$

[0081] 由于为对应于给定 MB 脉冲的全部 M 个 pTx SB 脉冲计算一组公共 RF 填充,因此每一个个别系统矩阵 A_k 现在被构造为多个较低级别矩阵 $A_{k,m}$ 的堆叠并且由下式给出,

$$A_k = \begin{bmatrix} A_{k,1} \\ A_{k,2} \\ \vdots \\ A_{k,M} \end{bmatrix}, k = 1, 2, \dots, K, \quad (36);$$

[0082] 其中个别的矩阵 $A_{k,m}$ 被定义有与频带专用设计中相同的层级结构。相应地,每一个个别向量 w_k 现在分解至 m 个维度并且由下式给出,

$$w_k = \begin{bmatrix} w_{(k,1)} \\ w_{(k,2)} \\ \vdots \\ w_{(k,C)} \end{bmatrix} \quad (37);$$

$$\text{其中 } w_{(k,c)} = \begin{bmatrix} w_{(k,c,1)} \\ w_{(k,c,2)} \\ \vdots \\ w_{(k,c,S)} \end{bmatrix}, k = 1, 2, \dots, K; c = 1, 2, \dots, C \quad (38)。$$

[0083] 这里 $w_{(k,c,s)}$, $s = 1, 2, \dots, S$ 是表示在信道 c 上和辐条 s 处施加的 MB 脉冲 k 的全部 M 个 SB 脉冲的填充值的复数。目标向量 d_k 具有与频带专用设计中相同的定义。注意到在该情况下,通过总填充向量 w 的维度确定的自由度仅为 $(K \times C \times S)$,与其中自由度由 $(K \times M \times C \times S)$ 给出的频带专用设计相比有 M 倍的减少。由于自由度的这种退化,因此在实现激发模式并同时满足所有约束条件时,联合设计可能不如分开的设计有效。

[0084] 总体上,频带联合设计中的四个 RF 功率和 SAR 约束条件的公式与频带专用设计中的那些相当类似,大多数参数都相同。然而这里引入了两个新的参数。一个是向量 $w_{(k,s)}$,它是施加于全部 M 个频带的辐条 s 的、MB 脉冲 k 的所有信道的填充值的垂直级联(即, $w_{(k,s)} = [w_{(k,1,s)}, w_{(k,2,s)}, \dots, w_{(k,C,s)}]^T$),另一个是标量 A_0 ,它是 M 个 SB 基础脉冲的加总的最大幅度(即, $A_0 = \max_{i=1,2,\dots,N} |\sum_{m=1}^M a_m(t_i)|$)。

[0085] 尽管相似,相较于频带专用设计可以标识两个差异。第一个差异存在于全局 SAR、局部 SAR 和总 RF 功率的前三个约束条件中。在频带联合脉冲设计中,SB 脉冲的相应的量(由 m 索引)的加总减少至与数量 M 的简单乘法,因为全部 M 个 SB 脉冲对于给定的 MB 脉冲、给定的信道和给定的辐条现在共享一个相同的填充值。这也导致第二差异,该第二差异可以在施加于瞬时峰值 RF 功率上的最后一个约束条件中所见。对于频带联合脉冲设计方法,在该约束条件中,给定 MB 脉冲、给定信道和给定辐条的峰值功率现在可以简单地通过两个标量的乘积 $A_0^2 \cdot |w_{(k,c,s)}|^2$ 来提供、而不是如频带专用设计中包括 M 个基础脉冲形状的矩阵向量乘法来提供。

[0086] 不像那些频带专用的 pTx MB 脉冲,从频带联合设计获得的 pTx MB 脉冲不必要依赖于完全 pTx 能力并且可以仅通过在低功率阶段把扫描仪的单个 RF 信道分成多个信道的较简单且较便宜的硬件来应用,并且向所得到的分开信道施加信道专用的相位和幅度变化。

[0087] 对于频带专用和频带联合脉冲设计方法两者,可以进一步优化经由平面中梯度标志的辐条的 k 空间位置,以便实现更好的 RF 性能;然而,这种优化最好按 MB 脉冲基础来执行,这与在设计用于顺序多切片激发的 pTx 脉冲时的按切片基础相反。此外,尽管以上在仅有四个约束条件的受约束最小化的上下文中描述,上述用于 pTx MB RF 脉冲设计的方法也可以被公式化为任何其他可应用的优化,诸如正则化的最小化。脉冲设计方法也可以包括任何其他期望的约束条件,诸如约束每信道 MB 脉冲包络的变化率的约束条件。

[0088] 上述用于 MB RF 脉冲设计的方法也可用于设计时间移位的 MB RF 脉冲,诸如那些在共同待批专利申请 PCT/US2012/58541 中描述的 RF 脉冲,该专利申请通过引用完全结合于此;或者用于设计具有较低功率沉积的 MB RF 脉冲,诸如那些在共同待批专利申请 PCT/US2011/066081 中描述的 RF 脉冲,该专利申请通过引用完全结合于此;或者用于设计使用例如优化控制方法的大尖角 MB RF 脉冲;或者用于设计可用于控制混叠条件的 RF 脉冲,诸如那些可在具有改进的成像性能的 CAIPIRINHA(“较高加速度的并行成像结果中的受控混叠”)技术中采用的 RF 脉冲。

[0089] 通常,对于有 M 倍加速的 MB 试验,可以使用 M 个单频带 RF 波形来生成最终的 MB RF 波形。在最简单的情况下,为每一个频带使用相同的基础 RF 形状(例如, sinc 波形),但是通过调制波形的相位而对每一个频带应用不同的频率偏移。该频率偏移定义了频带间隔。计算 M 个单频带波形的复数和,以生成一个多频带波形。可以使用单频带波形来采集基准扫描数据,且多频带波形可用于加速的数据采集。在一些实施例中,对于多切片和多频带采集,这些 $M+1$ 个 RF 波形以 N 个不同的发射机频率偏移依次应用(主发射频率由扫描仪动态调节)以采集总共 $N \times M$ 个切片。对于 pTx MB 脉冲的实现方式,有几种可能的方式来扩展该基本方案以利用多个发射信道的优势,如下所述。

[0090] 在一示例中,使用激发 k 空间中的单个辐条轨迹来设计单个 pTx MB 脉冲。在该示例中,对于每一个频带使用相同的基础脉冲形状(例如, sinc 波形),以如上所述相同的方式对每一个频带应用不同的频率偏移。然后在 M 个单频带 RF 波形的每一个的顶部应用发射信道专用的全局幅值和相位。计算这些波形的复数和以产生发射信道专用的多频带波形。现在对于每一个发射信道有 $M+1$ 个波形,即总共 $T \times (M+1)$ 个波形, T 是发射信道的数量。注意到可以并行地计算每组 $M+1$ 个波形,这在实践中节约时间。同样,对于多切片和多频带采

集,这些波形以 N 个不同的发射机频率偏移依次应用以采集总共 $N \times M$ 个切片。

[0091] 在另一示例中,可以使用激发 k 空间中的单个辐条轨迹来设计多个不同的 pTx MB 脉冲。在这种情况下,取代仅计算 $T \times (M+1)$ 个 RF 波形并且以不同的发射机频率将它们重复使用 N 次,可以确定和使用多达 $N \times T$ 组发射信道专用幅值和相位以计算 $N \times T \times (M+1)$ 个波形来激发 $N \times M$ 个切片。实践中,由于每一个发射信道的 N 组单频带波形仅在全局幅值和相位方面不同,因此仅需要保留一个组,而可以使扫描仪动态地修改主发射频率、RF 幅值和 RF 相位来重复其余组。因此,仅有必要为每一个发射信道加载 $M+N$ 个唯一波形,即总共 $T \times (M+N)$ 个波形。这在考虑可用于在扫描仪上存储波形的有限存储器时是重要的。

[0092] 上述方案可以在使用激发 k 空间中的多个辐条轨迹来设计 pTx MB 脉冲时容易地扩展,该情况中可能将整个多辐条 RF 形状细分成几个分段以形成个别的“辐条”脉冲,对于每一个辐条具有发射信道专用的幅值和相位。此外,也可能对于不同的激发频带或切片位置不使用不同的脉冲波形形状。

[0093] 可能影响脉冲设计策略的选择的实际考虑因素包括计算速度以及可用于存储脉冲波形的系统存储器。尽管可能为每一个信道、为每一个频带、为每一个切片位置以及为每一个 k 空间辐条等等计算唯一的波形,但是可以在标准医疗扫描仪上的序列中预计算和使用的唯一波形的数量可能受限制(例如,每发射信道 128 个)。在一些情况下,计算和上载波形也可能是相对慢的过程。对于实际的实现方式,可能优选的是最小化唯一波形的数量,这是以上方案被设计成要做的事。

[0094] 现在特别参考图 4,图示磁共振成像(“MRI”)系统 400 的示例。MRI 系统 400 包括:操作者工作站 402,其一般会包括显示器 404;一个或多个输入设备 406,诸如键盘和鼠标;以及处理器 408。处理器 408 可以包括运行商业可用操作系统的商业可用可编程机器。操作者工作站 402 提供操作者界面,该操作者界面使扫描指示被输入至 MRI 系统 400 中。通常,操作者工作站 402 可以耦合至四个服务器:脉冲序列服务器 410;数据采集服务器 412;数据处理服务器 414;以及数据存储服务器 416。操作者工作站 402 和每一个服务器 410、412、414 和 416 相连以便彼此通信。例如,服务器 410、412、414 和 416 可以经由通信系统 440 相连,通信系统 440 可以包括任何适当的网络连接,无论有线、无线还是有线和无线的组合。例如,通信系统 440 可以包括专属或专用网络以及开放式网络,诸如因特网。

[0095] 脉冲序列服务器 410 响应于从操作者工作站 402 下载的指令而工作,以操作梯度系统 418 和射频(“RF”)系统 420。执行所指示扫描必须的梯度波形被产生并且被应用于梯度系统 418,梯度系统 418 激发组件 422 中的梯度线圈以产生用于对磁共振信号进行位置编码的磁场梯度 G_x 、 G_y 和 G_z 。梯度线圈组件 422 形成磁性组件 424 的一部分,磁性组件 424 包括极化磁铁 426 和全身 RF 线圈 428。全身 RF 线圈 428 可以包括能实现本发明方法的单信道发射线圈或多信道发射线圈阵列。例如,全身 RF 线圈 428 可以包括双信道发射线圈阵列。

[0096] RF 波形由 RF 系统 420 应用于 RF 线圈 428 或者分开的局部线圈(图 4 未示出),以便执行所指示的磁共振脉冲序列。RF 线圈 428 或者分开的局部线圈(图 4 未示出)所检测到的响应性磁共振信号被 RF 系统 420 接收,在 RF 系统 420 中,在脉冲序列服务器 410 所产生的命令的指示下对上述信号进行放大、解调、滤波和数字化。RF 系统 420 包括用于产生 MRI 脉冲序列中所使用的各种 RF 脉冲的一个或多个 RF 发射机。RF 发射机响应于来自脉冲

序列服务器 410 的扫描指示和指引,以产生具有期望频率、相位和脉冲幅度波形的 RF 脉冲。所产生的 RF 脉冲可以被应用于全身 RF 线圈 428 或者被应用于一个或多个局部线圈或线圈阵列(图 4 未示出)。

[0097] RF 系统 420 也包括一个或多个 RF 接收机信道。每一个 RF 接收机信道包括 RF 预放大器和检测器,所述 RF 预放大器对其所连接的线圈 428 接收到的磁共振信号进行放大,所述检测器检测并数字化接收到的磁共振信号的 I 和 Q 正交分量。因此,接收到的磁共振信号的幅值可以在任一采样点通过 I 和 Q 分量的平方之和的平方根来确定:

$$M = \sqrt{I^2 + Q^2} \quad (39);$$

[0098] 且接收到的磁共振信号的相位也可以根据以下关系来确定:

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{Q}{I}\right) \quad (40)。$$

[0099] 脉冲序列服务器 410 还任选地接收来自生理采集控制器 430 的病人数据。例如,生理采集控制器 430 可以接收来自连接至病人的多个不同传感器的信号,诸如来自电极的心电图(“ECG”)信号、或者来自呼吸风箱或其他呼吸监控设备的呼吸信号。这种信号一般由脉冲序列服务器 410 用来将扫描的性能与受试者的心跳或呼吸同步,或“门控”。

[0100] 脉冲序列服务器 410 还连接至扫描室接口电路 432,扫描室接口电路 432 从与病人和磁性系统的状态相关联的各种传感器接收信号。病人定位系统 434 还通过扫描室接口电路 432 接收命令以在扫描期间将病人移至期望位置。

[0101] RF 系统 420 所产生的数字化磁共振信号样本被数据采集服务器 412 接收。数据采集服务器 412 响应于从操作者工作站 402 下载的指令而工作,以接收实时磁共振数据并且提供缓冲存储器,使得不会因数据溢出而丢失任何数据。在一些扫描中,数据采集服务器 412 基本上仅将所采集的磁共振数据传递至数据处理服务器 414。然而,在需要自所采集的磁共振数据得到的信息来控制扫描的进一步性能的扫描中,数据采集服务器 412 被编程以生成这种信息并将其传送至脉冲序列服务器 410。例如,在预扫描期间,采集和使用磁共振数据来校准脉冲序列服务器 410 所执行的脉冲序列。举另一个例子,可以采集和使用导航信号来调节 RF 系统 420 或梯度系统 418 的运行参数,或者控制 k 空间被采样的视图次序。在还有另一示例中,数据采集服务器 412 也可用于处理用来检测磁共振血管造影(“MRA”)扫描中造影剂的出现的磁共振信号。例如,数据采集服务器 412 采集磁共振数据并且实时处理它以产生用于控制扫描的信息。

[0102] 数据处理服务器 414 接收来自数据采集服务器 412 的磁共振数据并且按照从操作者工作站 402 下载的指令来处理所述磁共振数据。这种处理可以例如包括以下的一或多个:通过执行原始 k 空间数据的傅立叶变换来重构二维或三维图像;执行其他图像重构算法,诸如迭代或反投影重构算法;向原始 k 空间数据或向经重构的图像应用过滤器;生成功能性磁共振图像;计算运动或流动图像;等等。

[0103] 数据处理服务器 414 所重构的图像被传送回操作者工作站 402 并保存。实时图像被存储于数据库存储器高速缓存(图 4 未示出)中,并且它们可以从中被输出至操作者显示器 412 或位于磁性组件 424 附近的显示器 436 以便供参与的医师使用。批量模式图像或所选择的实时图像被存储于磁盘存储器 438 上的主机数据库中。当这种图像已经被重构和

传输至存储器时,数据处理服务器 414 就通知操作者工作站 402 上的数据存储服务器 416。操作者工作站 402 可由操作者用来存档图像、产生影像、或者经由网络将图像发送至其他设施。

[0104] MRI 系统 400 还可以包括一个或多个联网工作站 442。例如,联网工作站 442 可以包括:显示器 444;一个或多个输入设备 446,诸如键盘和鼠标;以及处理器 448。联网工作站 442 可以与操作者工作站 402 位于同一设施中,或者位于不同设施中,诸如不同的医疗机构或诊所。

[0105] 联网工作站 442 无论与操作者工作站 402 位于同一设施还是不同设施中都可以经由通信系统 440 获得对数据处理服务器 414 或数据存储服务器 416 的远程访问。相应地,多个联网工作站 442 可具有对数据处理服务器 414 和数据存储服务器 416 的访问。以此方式,可以在数据处理服务器 414 或数据存储服务器 416 与联网工作站 442 之间交换磁共振数据、经重构图像或其他数据,以使所述数据或图像可被联网工作站 442 远程地处理。该数据可以以任何适当格式被交换,诸如按照传输控制协议(“TCP”)、因特网协议(“IP”)或者其他已知的或适当的协议。

[0106] 如图 4 所示,RF 系统 420 可以连接至全身 RF 线圈 428,或者如图 5 所示,RF 系统 420 的发射部分可以连接至 RF 线圈阵列 504 的一个或多个发射信道 502,而 RF 系统 420 的接收机部分可以连接至 RF 线圈阵列 504 的一个或多个接收机信道 506。发射信道 502 和接收机信道 506 通过一个或多个发射/接收(“T/R”)转换器 508 连接至 RF 线圈阵列 504。在 RF 系统 428 的替代配置中,其中接收线圈是与发射线圈分开的线圈集合,此配置中不需要且不使用 T/R 转换器 508。取而代之,在这一配置中,接收阵列在发射期间被“失谐”以使它不耦合至发射机。同样,在接收期间,发射机被失谐。以此方式,发射路径和接收路径不发生混合。

[0107] 特别参照图 5,RF 系统 420 包括产生规定的 RF 激发场的一个或多个发射信道 502。该 RF 激发场的基础频率、或载波频率在频率合成器 510 的控制下产生,频率合成器 510 接收来自脉冲序列服务器 410 的一组数字信号。这些数字信号指示在输出端 512 处产生的 RF 载波信号的频率和相位。RF 载波被应用于调制器和上变频器 514,在那里,RF 载波的幅度响应于也从脉冲序列服务器 410 接收到的信号 $R(t)$ 而被调制。信号 $R(t)$ 定义了要产生的 RF 激发脉冲的包络,并且通过依次读出一系列所存储的数字值而产生。这些所存储的数字值可以变化以使任何期望的 RF 脉冲包络得以产生。

[0108] 在输出端 516 处产生的 RF 激发脉冲的幅值可被励磁机衰减器电路 518 所衰减,励磁机衰减器电路 518 接收来自脉冲序列服务器 410 的数字命令。然后,经衰减的 RF 激发脉冲被应用于功率放大器 520,功率放大器 520 驱动 RF 线圈阵列 504。

[0109] 受试者所产生的 MR 信号由 RF 线圈阵列 502 拾取并被应用于该组接收机信道 506 的输入端。每一个接收机信道 506 中的预放大器 522 放大信号,信号然后被接收机衰减器 524 衰减一个量,该量由接收自脉冲序列服务器 410 的数字衰减信号所确定。接收的信号处于或约为 Larmor 频率,这一高频信号由下变频器 526 在两步骤过程中下变频。下变频器 526 首先将 MR 信号与线路 512 上的载波信号混合,然后将所得差异信号与线路 528 上的基准信号混合,所述基准信号由基准频率发生器 530 所产生。经下变频的 MR 信号被应用于模数(“A/D”)转换器 532 的输入端,模数转换器 532 对模拟信号进行采样和数字化。作为高

频信号的下变频的一种替代方式,接收到的模拟信号也可以用适当快速的模数 (“A/D”) 转换器和 / 或用适当欠采样直接检测。然后,经采样和数字化的信号被应用于数字检测器和信号处理器 534,数字检测器和信号处理器 534 产生与接收信号相对应的 16 位同相 (I) 值和 16 位正交 (Q) 值。接收信号的经数字化的 I 和 Q 值的所得流被输出至数据采集服务器 412。除了在线路 528 上生成基准信号以外,基准频率发生器 530 还在线路 536 上生成被应用于 A/D 转换器 532 的采样信号。

[0110] 本发明已经就一个或多个优选实施例进行描述,应当理解,除了那些明确阐述的实施例以外,许多等价物、替代、变化和修改都是可能的并且落入本发明的范围内。

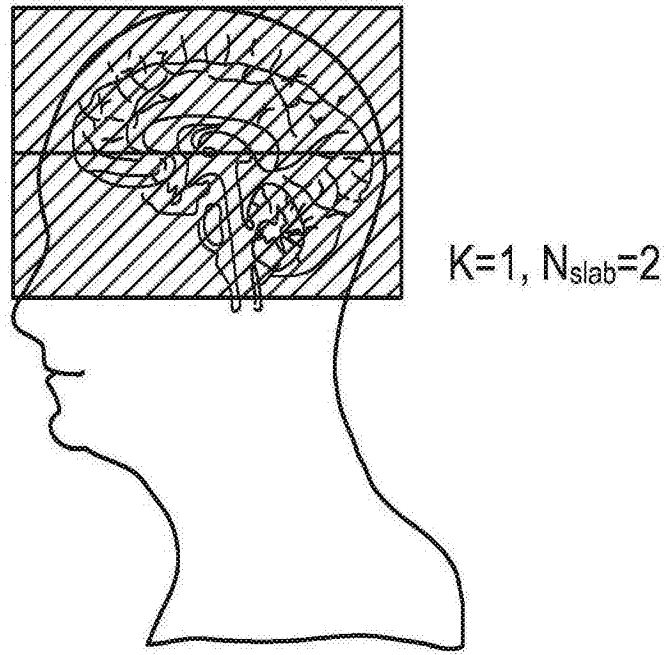
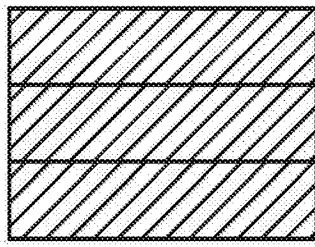
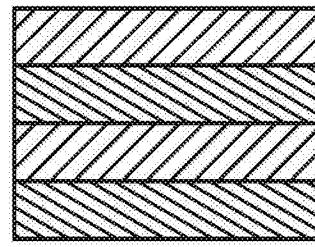


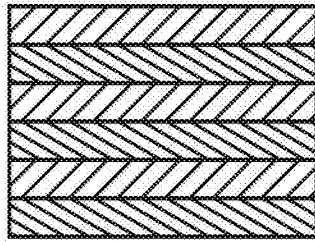
图 1A



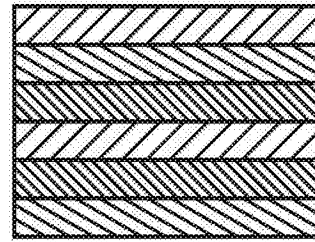
$K=1, N_{slab}=3$



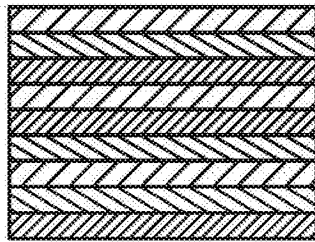
$K=2, N_{slab}=4$



$K=2, N_{slab}=6$

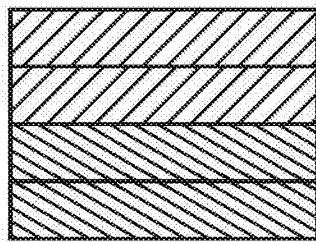


$K=3, N_{slab}=6$



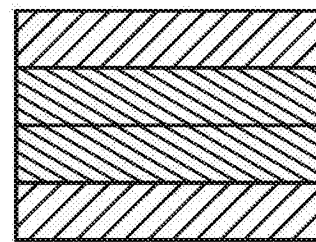
$K=3, N_{slab}=9$

图 1B



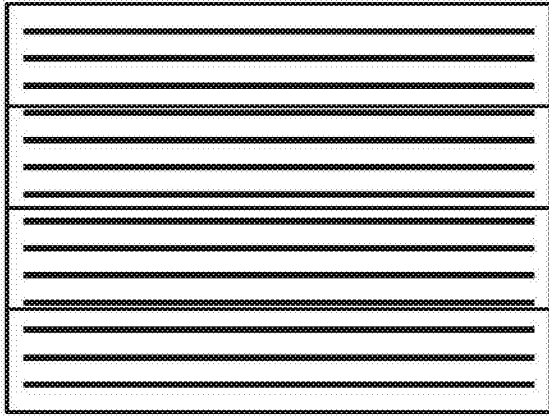
$K=2, N_{slab}=4$

图 2A



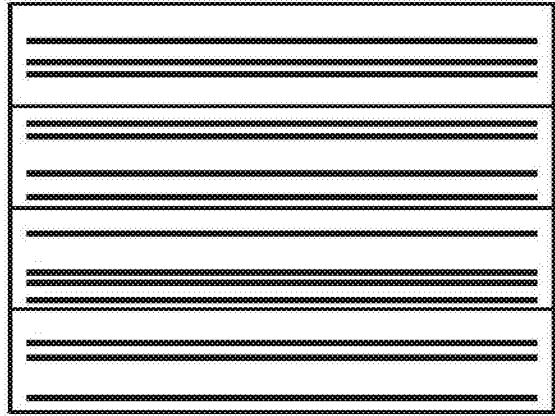
$K=2, N_{slab}=4$

图 2B



$K=2, N_{slab}=4$

图 3A



$K=2, N_{slab}=4$

图 3B

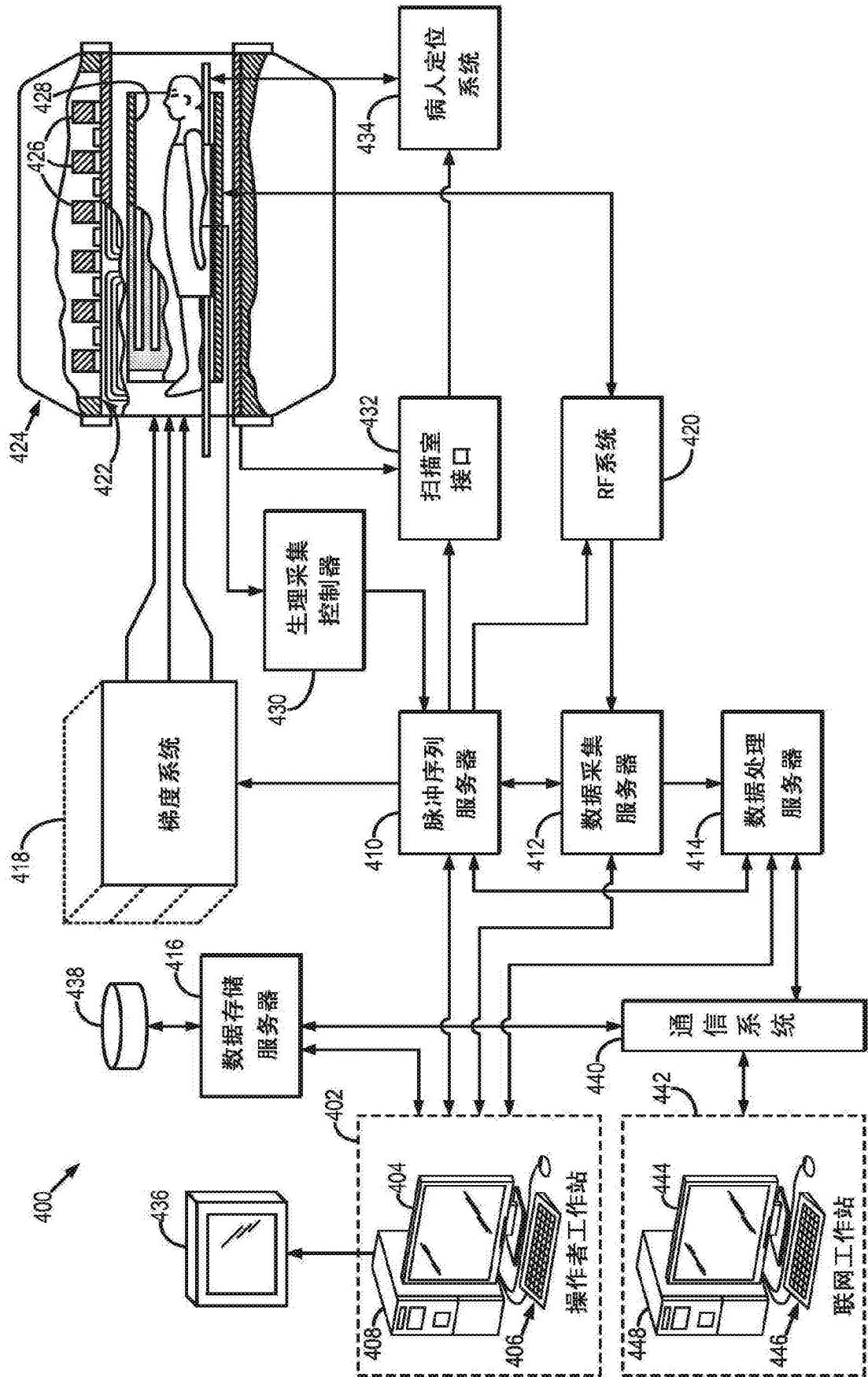


图 4

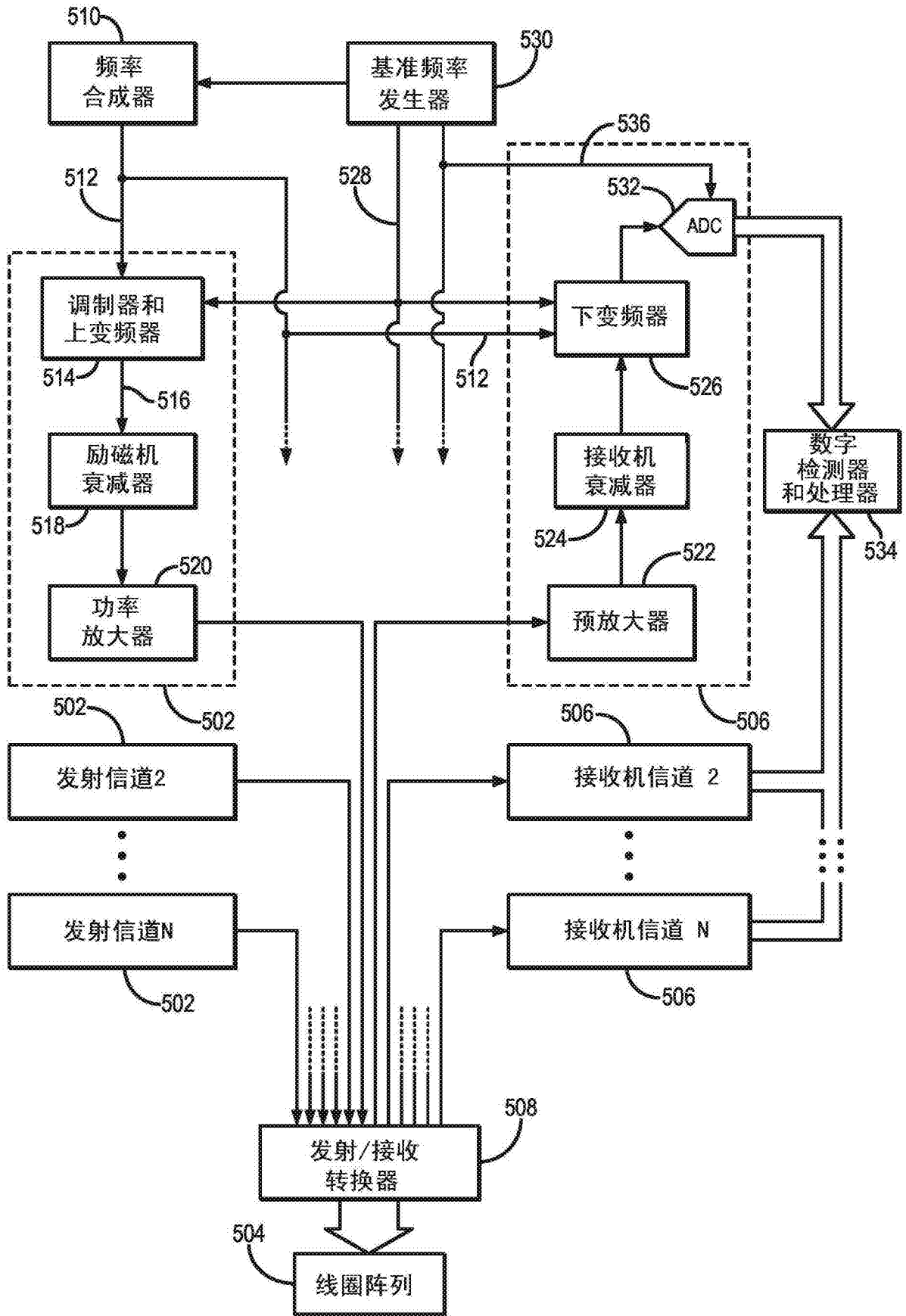


图 5