



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102483450 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 30

(21) 申请号 201080039985. 9

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2010. 08. 05

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

G01R 33/565(2006. 01)

61/240, 415 2009. 09. 08 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 03. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/053550 2010. 08. 05

(87) PCT申请的公布数据

W02011/030239 EN 2011. 03. 17

(71) 申请人 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·卡切尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

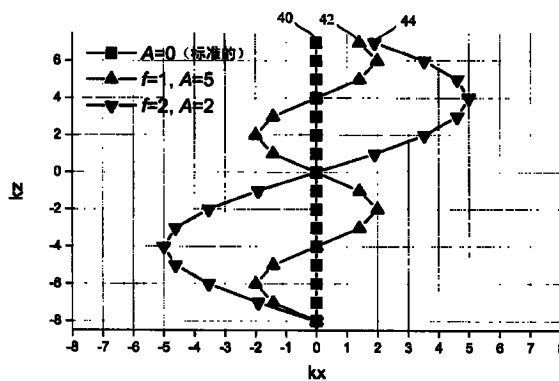
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 5 页

(54) 发明名称

沿弯曲辐条 k 空间轨线的 RF 匀场的 MRI 切片激励

(57) 摘要

一种用于在磁共振成像 (MRI) 系统 (10) 中使用的射频 (RF) 匀场装置 (50), 其包括空间灵敏度单元 (30), 空间灵敏度单元 (30) 确定至少一个 RF 线圈 (18、18') 的发射空间灵敏度分布。选择单元 (32) 选择具有跨平面、一维激励 k 空间轨线的激励模式。根据所生成的空间灵敏度分布, 通过优化单元 (34) 使跨平面、一维激励 k 空间轨线弯曲到至少第二维度中。优化单元 (34) 将经弯曲的激励 k 空间轨线提供给至少一个发射器 (24), 所述发射器 (24) 令至少一个 RF 发射线圈 (18、18') 发射具有弯曲的激励 k 空间轨线的激励模式。



1. 一种射频 (RF) 匀场装置 (50), 包括:

空间灵敏度单元 (30), 其确定至少一个 RF 线圈 (18、18') 的发射空间灵敏度分布;  
选择单元 (32), 其选择具有激励 k 空间轨线的激励模式;

优化单元 (34), 其根据所生成的空间灵敏度分布来弯曲所选择的激励模式的激励 k 空间轨线, 并将经弯曲的激励 k 空间轨线经由梯度控制器 (22) 提供给梯度系统 (16) 以及将 RF 脉冲提供给至少一个发射器 (24), 所述发射器令所述至少一个 RF 发射线圈 (18、18') 发射所选择的具有所述经弯曲的激励 k 空间轨线的激励模式。

2. 根据权利要求 1 所述的 RF 匀场装置 (50), 其中, 在优化之前的激励 k 空间轨线包括至少一个切片选择性、单维辐条。

3. 根据权利要求 1 和 2 中的任一项所述的 RF 匀场装置 (50), 其中, 所述优化单元 (34) 根据正弦函数来弯曲所述激励 k 空间轨线:

$$kx = A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi)$$

其中, A 是振幅,  $k_{\text{最大}}$  是 k 空间范围的最大值, f 是所述正弦函数的频率, 而  $\varphi$  是所述正弦函数的相位。

4. 根据权利要求 1 和 2 中的任一项所述的 RF 匀场装置 (50), 其中, 所述优化单元 (34) 根据正弦函数来弯曲所述激励 k 空间轨线:

$$\begin{aligned} kx &= A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi) \cos(\phi_{\text{扭曲}} kz / k_{\text{最大}} + \phi_{\text{偏移}}) \\ ky &= A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi) \sin(\phi_{\text{扭曲}} kz / k_{\text{最大}} + \phi_{\text{偏移}}) \end{aligned}$$

其中, A 是振幅,  $k_{\text{最大}}$  是 k 空间范围的最大值, f 是所述正弦函数的频率,  $\varphi$  是所述正弦函数的相位,  $\phi_{\text{扭曲}}$  是扭曲的幅度, 而  $\phi_{\text{偏移}}$  是扭曲的偏移量。

5. 根据权利要求 1-4 中的任一项所述的 RF 匀场装置 (50), 其中, 所述优化单元 (34) 基于所生成的空间灵敏度分布和所选择的激励模式来优化所述激励 k 空间轨线的振幅、相位和频率, 以弯曲所述激励 k 空间轨线。

6. 根据权利要求 1-4 中的任一项所述的 RF 匀场装置, 其中, 所述优化单元 (34) 基于所生成的空间灵敏度分布和所选择的激励模式来优化所述激励 k 空间轨线的振幅、相位和频率, 以在与所述轨线正交的方向上弯曲所述激励 k 空间轨线。

7. 根据权利要求 1-6 中的任一项所述的 RF 匀场装置 (50), 其中, 根据正弦函数来弯曲所述经优化的激励 k 空间轨线。

8. 一种磁共振系统 (10), 包括:

磁体 (12), 其在检查区域 (14) 中生成静磁场;

根据权利要求 1-6 中的任一项所述的 RF 匀场装置 (50);

与至少一个发射器 (24) 连接的至少一个 RF 线圈 (18、18'), 所述至少一个 RF 线圈通过向所述检查区域 (14) 施加具有弯曲的激励 k 空间轨线的 RF 脉冲来诱发和操纵磁共振; 以及

RF 线圈 (18、18'), 其从所述检查区域 (14) 接收磁共振数据。

9. 根据权利要求 8 所述的磁共振系统 (10), 其中, 所述磁体 (12) 生成 3 特斯拉 (T) 或以上的静磁场。

10. 一种射频匀场方法, 包括:

确定至少一个 RF 发射线圈 (18、18') 的发射空间灵敏度分布；  
 选择具有激励 k 空间轨线的激励模式；  
 根据所生成的空间灵敏度分布来弯曲所选择的激励模式的激励 k 空间轨线；以及  
 控制至少一个发射器以令所述至少一个 RF 线圈发射所选择的具有经弯曲的激励 k 空间轨线的激励模式。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,所选择的激励 k 空间轨线包括至少一个单维辐条。

12. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,弯曲的步骤将多个一维激励 k 空间轨线独立地弯曲到至少第二维度中。

13. 根据权利要求 10-12 中的任一项所述的方法,其中,根据下式来弯曲所述激励 k 空间轨线：

$$kx = A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi)$$

其中, A 是振幅,  $k_{\text{最大}}$  是 k 空间范围的最大值, f 是正弦函数的频率,而  $\varphi$  是针对至少一个辐条的所述正弦函数的相位。

14. 根据权利要求 10-12 中的任一项所述的方法,其中,根据下式来弯曲所述激励 k 空间轨线：

$$\begin{aligned} kx &= A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi) \cos(\phi_{\text{扭曲}} kz / k_{\text{最大}} + \phi_{\text{偏移}}) \\ ky &= A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi) \sin(\phi_{\text{扭曲}} kz / k_{\text{最大}} + \phi_{\text{偏移}}) \end{aligned}$$

其中, A 是振幅,  $k_{\text{最大}}$  是 k 空间范围的最大值, f 是正弦函数的频率,  $\varphi$  是所述正弦函数的相位,  $\phi_{\text{扭曲}}$  是扭曲的幅度,而  $\phi_{\text{偏移}}$  是扭曲的偏移量。

15. 根据权利要求 10-14 中的任一项所述的方法,还包括：

基于所生成的空间灵敏度确定所述经弯曲的激励 k 空间轨线的最优振幅、相位和频率,以弯曲所述激励 k 空间轨线。

16. 根据权利要求 10-15 中的任一项所述的方法,其中,所述弯曲步骤包括以正弦函数弯曲所述激励 k 空间轨线。

17. 一种被配置成执行根据权利要求 10-16 中的任一项所述的步骤的处理器。

18. 一种承载计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序控制处理器执行根据权利要求 10-16 中的任一项所述的方法。

19. 一种磁共振系统,包括：

磁体 (12),其在检查区域 (14) 中生成静磁场；

处理器,其被编程以执行根据权利要求 10-14 中的任一项所述的方法；

至少一个 RF 线圈 (18、18'),其与发射器连接,以通过向所述检查区域施加具有经优化的激励 k 空间轨线的 RF 脉冲来诱发和操纵磁共振；以及

至少一个或多个 RF 接收线圈 (18、18'),其还连接到接收器 (52),所述接收器 (52) 从所述检查区域 (14) 采集磁共振数据。

## 沿弯曲辐条 k 空间轨线的 RF 匀场的 MRI 切片激励

[0001] 本申请涉及磁共振领域。尤其与平行发射系统的射频 (RF) 匀场结合应用。然而,应当认识到,本申请还将与其他类型的磁共振成像、波谱分析和使用射频线圈的其他诊断技术结合应用。

[0002] 磁共振成像 (MRI) 和波谱分析系统 (MRS) 常常用于检查和处置患者。通过这样的系统,待检查的身体组织的核自旋被静态主磁场  $B_0$  对准并由在射频带中振荡的横向磁场  $B_1$  激励。在成像中,将弛豫信号暴露于梯度磁场以定位所产生的共振。接收弛豫信号以便通过已知的方式形成单维或多维图像。在波谱分析中,关于组织的组成的信息承载于共振信号的频率分量中。

[0003] 普遍使用的两种类型的 MR 系统包括“开放型”MR 系统 (直立系统) 和“腔型”系统。在前者中,患者被引入到位于由 C 形单元连接的两个磁极之间的检查区中。在检查或处置期间实际上可以从所有侧面接近患者。后者包括患者被引入其中的圆柱形检查空间 (轴向系统)。

[0004] RF 线圈系统提供 RF 信号的发射和共振信号的接收。除了永久构建到成像装置中的 RF 线圈系统之外,还能够在待检查的特定区域周围或其中灵活地布置专用线圈。设计专用线圈以优化信噪比 (SNR),特别是在要求均一激励和高灵敏度探测的情况下。此外,还可以由多通道天线布置实现和生成特定序列的 RF 信号、更高的场强、高的翻转角或实时序列,并且可以加速多维激励。

[0005] MR 成像和波谱分析受益于在较高静磁场强度,例如大于 3 特斯拉 (T) 时的改善的信噪比 (SNR) 和对比度噪声比 (CNR),因为更大数量的质子沿主磁场对齐,由此增加了纵向磁化并增加了进动速率。然而,波传播效应使 SNR 和 CNR 在主场强度大约为 3T 及以上时减小。在这种减小中,一个这样的因素是  $B_1$  场不均一性,其跨成像体积引起不均匀的 SNR 和 CNR。与比发射波长更长的对象产生的电介质共振耦合的患者组织的导电负载导致了  $B_1$  场不均一性。

[0006] 已经开发了用于减轻  $B_1$  场不均一性的有效方法,诸如绝热脉冲、新型线圈设计和图像处理技术。然而,绝热脉冲受困于高 SAR 吸收,线圈设计不能解决受检者的形状和尺寸,而图像处理技术仅仅使像素强度标准化,其不能改善 SNR 或 CNR。

[0007] 平行 RF 发射系统具有通过 RF 匀场来补偿  $B_1$  场不均一性的潜质。可以按照两种不同的方式执行 RF 匀场。基本 RF 匀场在每个独立发射元件中调整电流的全局幅度和相位,旨在获得感兴趣区域中的恒定  $B_1$ 。基本 RF 匀场施加标准切片选择性 RF 脉冲,其通常具有正弦形状,与激励 k 空间中的一维 (跨平面) 轨线对应。通过调整每个发射元件中电流的全局幅度和相位,人们能够在许多情形下在感兴趣区域中实现相对恒定的  $B_1$  幅度。对于 3D 体积成像,针对不同的发射元件使用不同的频率便于 3D RF 匀场。利用不同的频率驱动发射阵列的元件以经由基本梯度在激励体积中激励不同的块 (slab)。可以针对每个块独立地优化幅度和相位以实现最佳的均一性。基本 RF 匀场的优点在于,其能够与几乎每个 MR 序列容易地进行组合,因为基本 RF 匀场不要求对序列定时或序列梯度做出任何改变。另一方面,基本 RF 匀场具有有限的灵活性,即,并非所有的  $B_1$  信号不均一性都能被补偿,特别是在

仅使用两个 RF 发射通道的时候。

[0008] 经由设计用于实现空间恒定激励模式 (pattern) 的多维 RF 脉冲执行定制的 RF 匀场。通常,使用激励 k 空间中的二维、平面内轨线,这允许激励任意的空间磁化模式。此外,可以考虑额外的维度,像跨平面或谱维度。多维 RF 脉冲不要求平行发射;然而,平行发射允许利用发射 SENSE 或备选技术对多维 RF 脉冲加速。假定足够的脉冲长度,则能够补偿几乎所有的  $B_1$  信号不均一性。尽管定制的 RF 匀场有非常高的 RF 匀场潜力 (potential),但是它对序列定时和序列梯度具有较大的影响。即使利用加速技术,多维 RF 脉冲通常也比标准 1D 正弦脉冲长许多。

[0009] 本申请提供了新的并且经改进的射频匀场装置和方法,其克服了上述问题和其他问题。

[0010] 根据一个方面,一种射频 (RF) 匀场装置,其包括空间灵敏度单元,所述空间灵敏度单元确定至少一个 RF 线圈的发射空间灵敏度分布。选择单元选择具有激励 k 空间轨线的激励模式。优化单元根据所生成的空间灵敏度分布来弯曲所选择的激励模式的激励 k 空间轨线,并将经弯曲的激励 k 空间轨线提供给至少一个发射器,所述发射器令至少一个 RF 发射线圈发射所选择的具有经弯曲的激励 k 空间轨线的激励模式。

[0011] 根据另一方面,一种用于射频匀场的方法,其包括确定至少一个 RF 发射线圈的发射空间灵敏度分布,并选择具有激励 k 空间轨线的激励模式。根据所生成的空间灵敏度分布来弯曲所选择的激励模式的激励 k 空间轨线。控制至少一个发射器,以令至少一个 RF 线圈发射所选择的具有经弯曲的激励 k 空间轨线的激励模式。

[0012] 一个优点在于改善了  $B_1$  激励场的均一性。

[0013] 另一优点在于减少了比吸收率 (SAR) 热斑。

[0014] 另一优点在于改善了信噪比 (SNR) 和对比度噪声比 (CNR)。

[0015] 另一优点在于改善了采集时间。

[0016] 另一优点在于尽管改善了 RF 匀场,也实现了标准的 MR 序列。

[0017] 本领域技术人员在阅读和理解下文的详细说明之后,将认识到本发明更进一步优点。

[0018] 本发明可以采取各种部件和部件布置,以及各种步骤和步骤安排的形式。附图仅用于图示说明优选实施例,而不应将其理解为对本发明构成限制。

[0019] 图 1 图解示出了采用 RF 匀场装置的磁共振系统;

[0020] 图 2 图示了目标空间灵敏度分布;以及

[0021] 图 3 图示了切片选择性、一维 RF 辐条 (spoke) 轨线和经弯曲的辐条轨线的范例;

[0022] 图 4 图示了基本 RF 匀场 (左)、弯曲辐条匀场 (右)、以及平面内和跨平面分布曲线 (profile) (中) 的模拟激励结果;以及

[0023] 图 5 图示了平面内经归一化的均方根误差 (NRMSE),其作为弯曲轨线的振幅 A 和频率 f 的函数,其中, N 是发射元件的数量。

[0024] 参考图 1,磁共振 (MR) 成像系统 10 包括主磁体 12,其生成贯穿检查区域 14 的在时间上均匀的  $B_0$  场。主磁体可以是环型或腔型磁体、C 形开放式磁体、其他设计的开放式磁体,等等。设置在主磁体附近的梯度磁场线圈 16 用于沿着相对于  $B_0$  磁场的选定轴生成磁场梯度,以对磁共振信号进行空间编码、产生磁化扰乱场梯度,等等。磁场梯度线圈 16 可以

包括线圈段,所述线圈段被配置成在三个正交方向上,通常纵向或 z 方向、横向或 x 方向、以及垂直或 y 方向,产生磁场梯度。

[0025] 射频 (RF) 线圈组件 18,诸如全身射频线圈,被设置在检查区域附近。RF 线圈组件生成射频脉冲,以在受检者的对齐的偶极子中激励磁共振。射频线圈组件 18 还用于探测从成像区域发出的磁共振信号。任选地,除了或者替代全身 RF 线圈 18,提供局部、表面或体内 RF 线圈 18',以获得对磁共振信号的更加灵敏的、局部化的空间编码、激励和接收。所述全身线圈可以包括单个线圈或者如在平行发射系统中的多个线圈元件的阵列。在平行发射系统中,可以针对根本上缩短总脉冲长度的特定空间灵敏度来配置 k 空间轨线。在一个实施例中,由梯度系统,即由梯度线圈 16 和梯度控制器 22 确定的 k 空间轨线,对于所有发射线圈是相同的。在另一实施例中,针对发射线圈 (18、18') 阵列的每个发射线圈元件单独地确定不同的  $B_1$  脉冲。

[0026] 为了采集受检者的磁共振数据,将受检者放置在检查区域 14 中,优选放置在主磁场的中心处或接近该中心处。扫描控制器 20 控制梯度控制器 22,梯度控制器 22 令梯度线圈跨成像区域施加所选择的磁场梯度脉冲,这可能适用于所选择的磁共振成像或波谱分析序列。扫描控制器 20 还控制至少一个 RF 发射器 24,RF 发射器 24 令 RF 线圈组件生成磁共振激励和  $B_1$  脉冲的操纵。在平行系统中,RF 发射器 24 包括多个发射器或者具有多个发射通道的单个发射器,每个发射通道操作性地连接到阵列的对应线圈元件。为了改善检查区域 14 中  $B_1$  脉冲的均一性,由空间灵敏度单元 30,例如通过在实际成像序列之前的简短测量,来确定发射线圈 18、18' 的空间灵敏度分布,以对在患者组织中以高频率,即在 3T 或更高的静态场强的拉莫频率下发生的电介质共振进行补偿。

[0027] 在确定空间灵敏度分布之后,由选择单元 32 选择具有激励 k 空间轨线的激励模式。激励 k 空间轨线通常包括如图 3 中所示在跨平面方向 kz 上的单辐条或一维、切片选择性直线,尽管也想到了多辐条轨线。通常,激励模式适于个体成像协议;然而,激励模式可以由操作员从选择单元 32 的存储器中存储的一定数量的预定激励模式中选择,或者由选择单元自动地选择。

[0028] 在下一步骤中,优化单元 34 基于所选择的激励模式、对应的激励 k 空间轨线和所确定的空间灵敏度分布,针对个体发射通道确定 RF 脉冲。能够使用已知的技术,诸如发射 SENSE 等,来确定 RF 脉冲。优化单元 34 利用所确定的 RF 脉冲,通过在 (一个或多个) 平面内方向 kx 或 ky 上弯曲辐条来优化激励 k 空间轨线的跨平面辐条。参考图 3,利用在 kx 方向上弯曲的两条弯曲的轨线 42、44 图示说明了标准切片选择性、一维轨线或辐条 40。通过下式限定了根据正弦曲线被弯曲的轨线 kx 与 kz:

[0029]  $kx = A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \phi)$  等式 1

[0030] 其中, A 是振幅,  $k_{\text{最大}}$  是 k 空间范围的最大值, f 是正弦函数在跨平面方向上的频率, kz 是 z 方向上 k 空间中的游动变量 (running variable), 而  $\phi$  是正弦函数的相位。在一个实施例中,反复改变弯曲的激励 k 空间轨线的振幅 A、频率 f 和相位  $\phi$  以找到最佳曲率。或者,可以采用优化算法,诸如模拟退火、共轭梯度等,来确定最佳曲率。或者,可以采用查找表来使优化单元 34 的存储器中存储的若干弯曲的轨线和对应的所确定的 RF 脉冲匹配。

[0031] 返回参考图 1,扫描控制器 20 从 RF 匀场装置 50 接收弯曲的激励 k 空间轨线,并将弯曲的激励 k 空间轨线提供给 (一个或多个) RF 发射器和发射线圈 18、18', 其中 RF 匀场装

置 50 包括空间灵敏度单元 30、选择单元 32 和优化单元 34。结果,充分改善了在较高场强时总体  $B_1$  场的均一性。扫描控制器还控制连接到 RF 线圈组件的 RF 接收器 52,以从那里接收所生成的磁共振信号。来自接收器 52 的所接收的数据临时存储在数据缓存器 54 中,并由磁共振数据处理器 56 进行处理。磁共振数据处理器能够执行本领域中已知的各种功能,包括图像重建 (MRI)、磁共振波谱分析 (MRS)、导管或介入器械定位等。将重建的磁共振图像、波谱分析读出、介入器械定位信息和其他经处理的 MR 数据存储于诸如医学设施的患者档案的存储器中。图形用户界面或显示装置 58 包括用户输入装置,临床医师能使用所述用户输入装置来控制扫描控制器 20,以选择扫描序列和协议、显示 MR 数据,等等。

[0032] 参考图 4,针对标准的基本 RF 匀场 60 和具有弯曲  $k$  空间激励轨线 ( $f = 0.9/\text{FoV}$ ,  $A = 0.49 \Delta kx$ , 并且  $\varphi = 8^\circ$ ) 的弯曲辐条匀场 62 图示了模拟激励的结果。在曲线图 64 中,对应的平面内和跨平面分布示出了使用弯曲辐条在维持跨平面切片分布的同时改善了平面内的均一性。在具有四个发射元件的平行系统中,模拟已经示出了针对基本匀场的 38.8% 的归一化均方根误差 (NRMSE),使用所提出的弯曲的激励  $k$  空间轨线能够将其减少到 3.2% 的 NRMSE。对于单通道系统,所得的针对弯曲辐条匀场的 NRMSE 是 53.7% ( $f = 0.35/\text{FoV}$ ,  $A = 0.72 \Delta kx$ , 并且  $\varphi = 10^\circ$ ),而针对基本匀场的 NRMSE 是 64.1%。参考图 5,图示了作为弯曲的轨线的振幅  $A$  和频率  $f$  的函数的平面内 NRMSE,其中,  $N$  是发射元件的数量。由于对数缩放,在  $A = 0$  时,基本匀场是不可见的。

[0033] 参考图 2-5,图示的实施例对应于在单一方向上,即在一维成像平面的  $x$  方向上弯曲激励  $k$  空间轨线,但是也想到了在  $y$  方向上的曲线。在另一实施例中,将 MR 序列施加到二维成像平面,例如  $x$  方向和  $y$  方向,其中,在由下式限定的两个对应方向上弯曲激励  $k$  空间轨线:

$$[0034] \quad kx = A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi) \cos(\phi_{\text{扭曲}} kz / k_{\text{最大}} + \phi_{\text{偏移}}) \text{等式 2}$$

$$[0035] \quad ky = A \sin(2\pi f kz / k_{\text{最大}} + \varphi) \sin(\phi_{\text{扭曲}} kz / k_{\text{最大}} + \phi_{\text{偏移}}) \text{等式 3}$$

[0036] 其中,附加参数  $\phi_{\text{扭曲}}$  是扭曲的幅度,而  $\phi_{\text{偏移}}$  是轨线扭曲的偏移量。结果是激励  $k$  空间轨线关于中心轴  $kx = ky = 0$  的扭曲。还应当认识到,还想到了弯曲轨线的不同的参数表示。例如,由下式限定了等式 1 的备选:

$$[0037] \quad kx = a_0 (kz - a_1) \exp(-(kz - a_2)^2 / a_3) \quad \text{等式 4}$$

$$[0038] \quad kx = b_0 (kz - b_1) (kz - b_2) (kz - b_3) \quad \text{等式 5}$$

[0039] 其中,常量  $a_0$ 、 $a_1$ 、 $a_2$ 、 $a_3$  和  $b_0$ 、 $b_1$ 、 $b_2$ 、 $b_3$  是单独优化的。

[0040] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解先前的详细说明之后,可以做出修改和变型。其意图是将本发明解释为包括所有这样的修改和变型,只要它们落在权利要求书或与其等价的范围内。

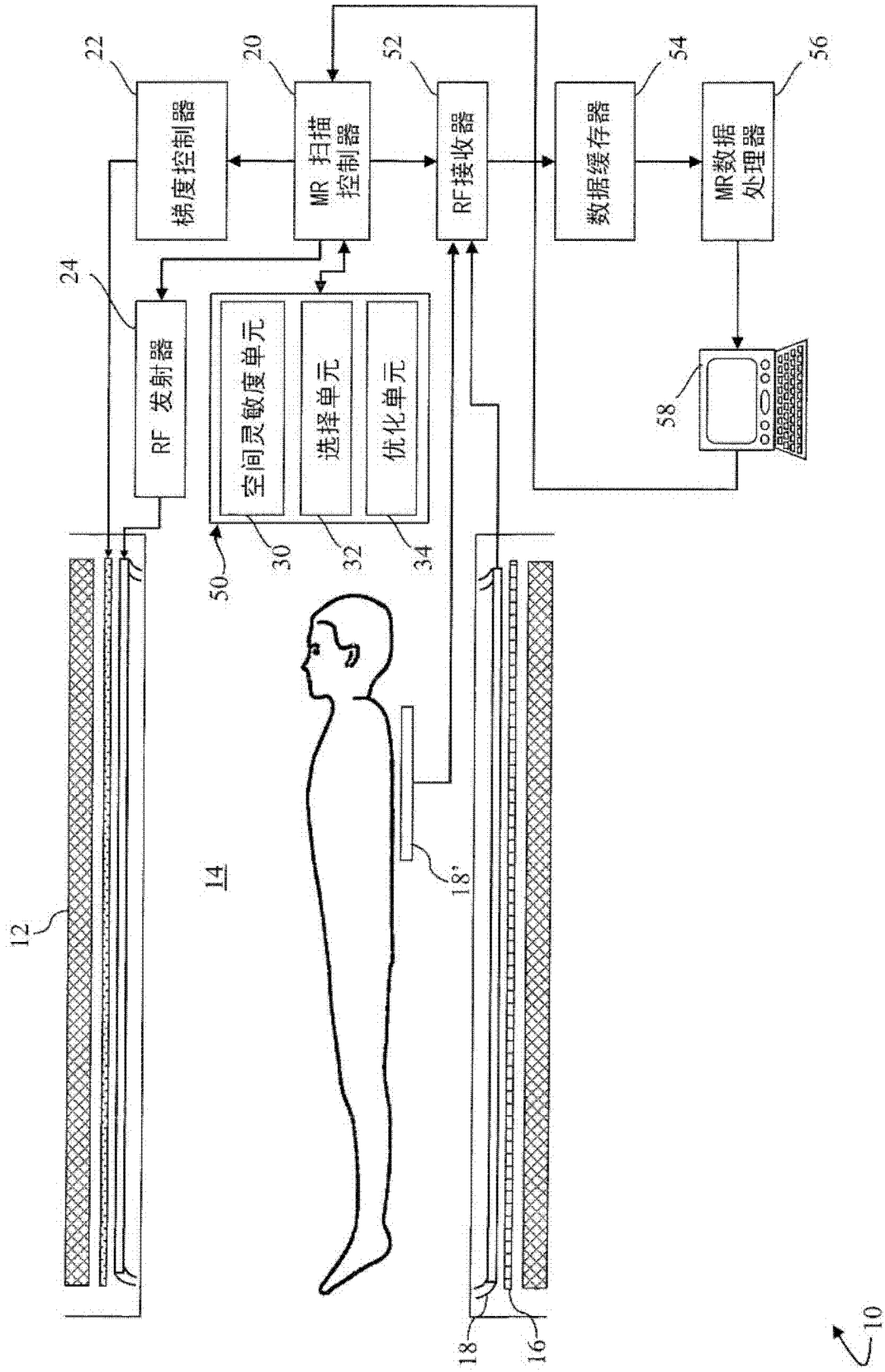


图 1



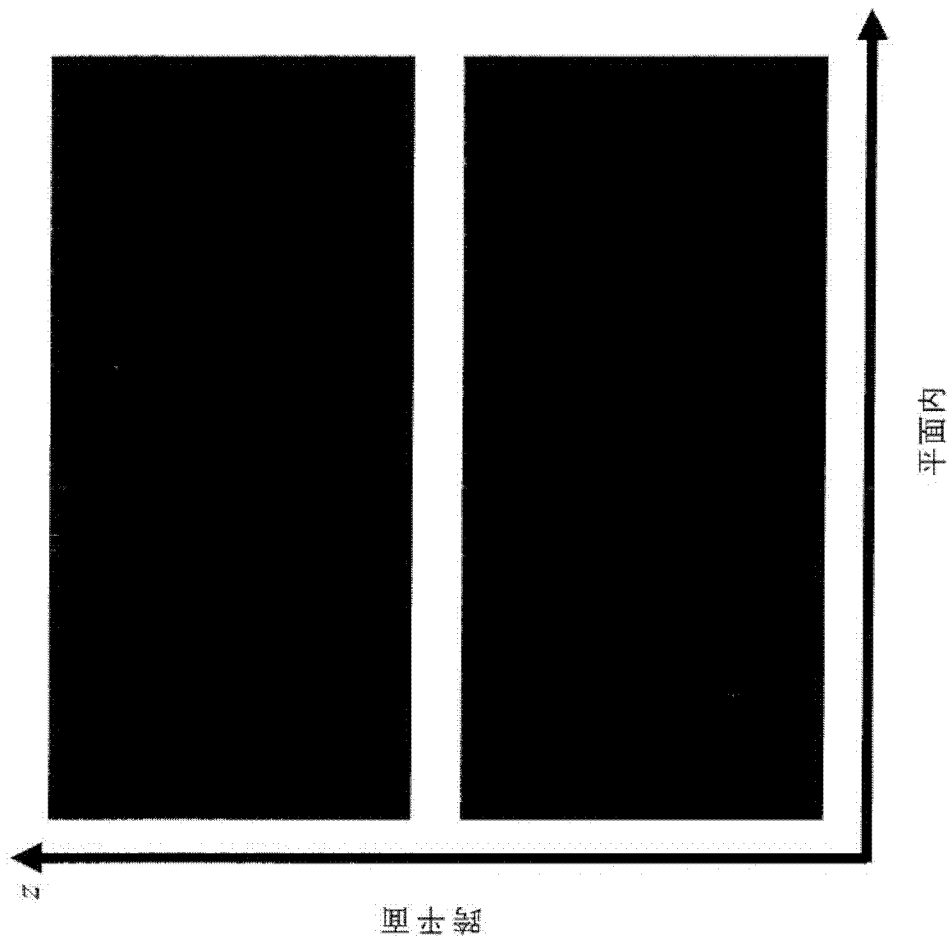


图 2

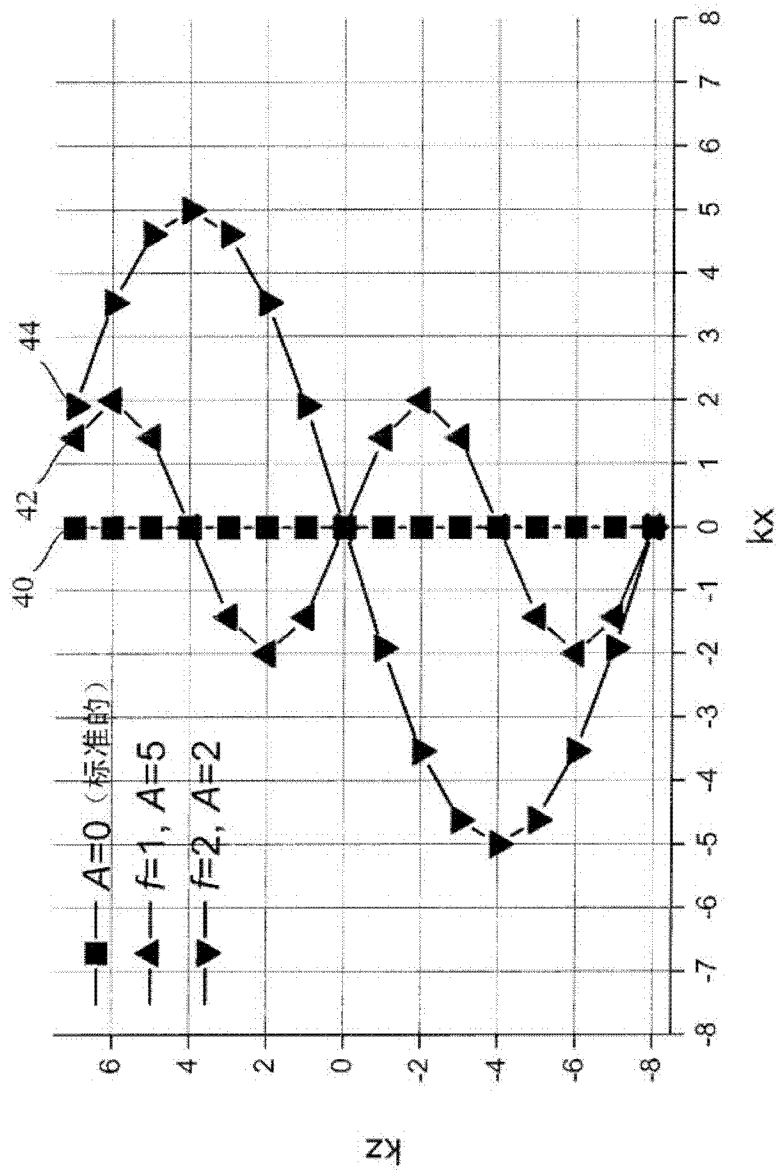


图 3

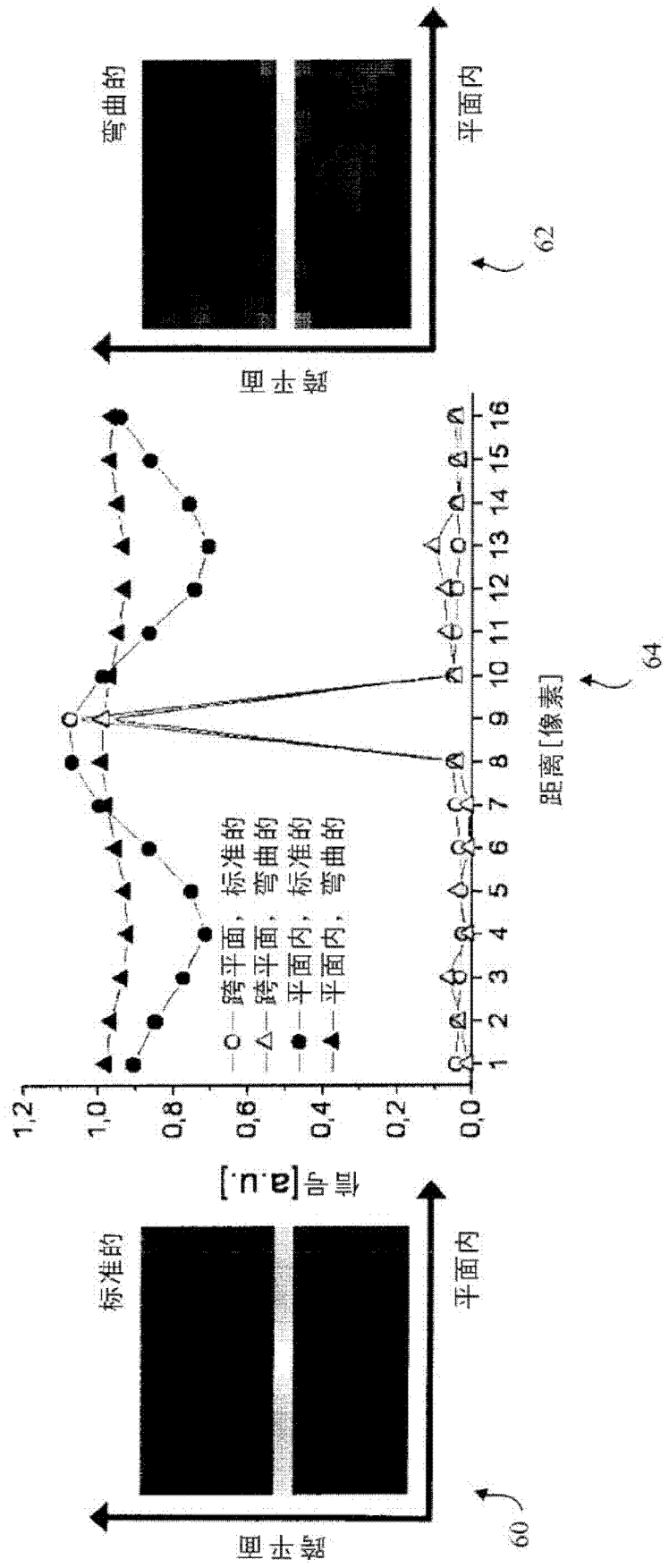


图 4

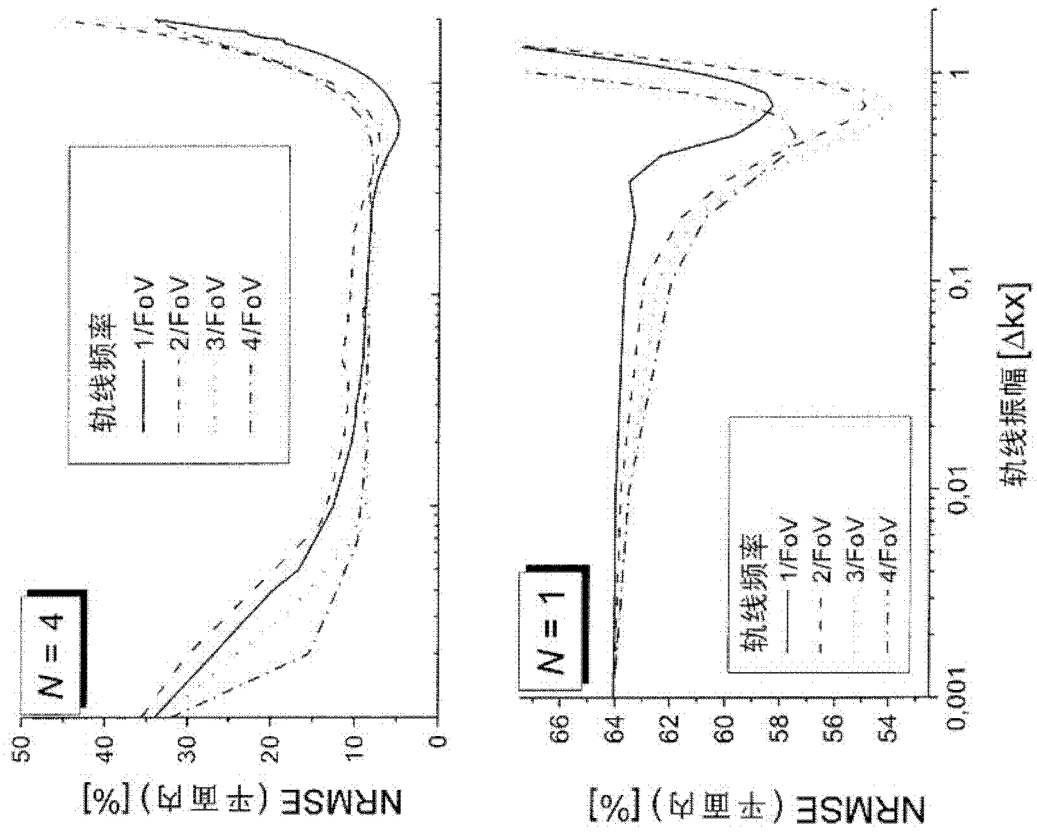


图 5