

基于边界元方法的超导核磁共振成像设备高阶轴向匀场线圈优化算法

胡洋 王秋良 李毅 朱旭晨 牛超群

Optimization of magnetic resonance imaging high-order axial shim coils using boundary element method

Hu Yang Wang Qiu-Liang Li Yi Zhu Xu-Chen Niu Chao-Qun

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 65, 218301 (2016) DOI: 10.7498/aps.65.218301

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.218301>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2016/V65/I21>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

合振动控制的柱面纵向梯度线圈目标场设计方法

[A target field method for designing cylindrical z-gradient coil combined with vibration control](#)

物理学报.2014, 63(1): 018301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.018301>

超椭圆柱面梯度线圈设计

[Design of gradient coils on super-elliptical cylindrical surfaces](#)

物理学报.2014, 63(23): 238301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.238301>

功能磁共振成像的基本尺度熵分析

[The base scale entropy analysis of fMRI](#)

物理学报.2013, 62(21): 218704 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.218704>

核磁共振骨皮质成像关键技术研究进展

[Review of the ultrashort echo time magnetic resonance imaging of cortical bone](#)

物理学报.2013, 62(8): 088701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.088701>

基于非均匀螺旋线数据和布雷格曼迭代的快速磁共振成像方法

[A new fast magnetic resonance imaging method based on variable density spiral data acquisition and Bregman iterative reconstruction](#)

物理学报.2013, 62(4): 048702 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.048702>

基于边界元方法的超导核磁共振成像设备 高阶轴向匀场线圈优化算法

胡洋¹⁾²⁾ 王秋良^{1)†} 李毅¹⁾ 朱旭晨¹⁾²⁾ 牛超群¹⁾²⁾

1)(中国科学院电工研究所, 应用超导重点实验室, 北京 100190)

2)(中国科学院大学, 北京 100049)

(2016年6月20日收到; 2016年8月1日收到修改稿)

在磁共振成像设备中, 为了消除目标区域内的高阶谐波磁场分量, 传统方法采用无源匀场, 但该方法匀场精度较低, 针对性较差, 适用于全局匀场, 而有源匀场则可以通过优化线圈分布来产生所需要的特定的磁场分布. 但是, 由于匀场线圈线型的复杂度会随着线圈阶数的增加而增加, 难以满足设计需要, 因此本文提出了一种用于磁共振成像超导匀场线圈系统的多变量非线性优化设计方法. 该方法基于边界元方法, 将匀场线圈所产生的磁场与目标磁场之间的偏差作为目标函数, 线匝间距、线圈半径等作为约束条件, 通过非线性优化算法, 得到满足设计要求的线圈分布. 通过一个中心磁场为0.5 T的开放式双平面磁共振成像超导轴向匀场线圈的设计案例, 说明本方法具有计算效率高、灵活性好的特点.

关键词: 磁共振成像, 匀场线圈, 边界元方法, 非线性算法

PACS: 83.85.Fg, 84.32.Hh, 47.11.Hj, 11.10.Lm

DOI: 10.7498/aps.65.218301

1 引言

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)技术是利用生物体中某一核磁共振波谱参数的空间分布进行图像重建, 相比于计算机断层扫描和X射线等传统成像技术, 其具有高分辨率、无电离辐射损伤、灵活度高等优点, 目前已经作为一种主流影像诊断工具广泛应用于疾病诊断和治疗^[1]. 作为磁共振成像设备的重要组成部分, 主磁体负责在给定的空间范围内产生一个高均匀度的静磁场, 而该区域磁场的均匀度直接影响成像质量的好坏. 因此, 如何获得一个高均匀度的静磁场对磁成像设备而言是一个重要的问题. 理论上, 主磁体可以通过精确计算产生满足成像要求的磁场, 但由于在主磁体加工制造和装配过程中存在误差, 同时不可避免地会受到周围的铁磁材料的干扰, 这使得主磁场的均匀性会受到严重影响, 降低图像分辨

率. 因此, 需要采用一定的手段对成像区域主磁场进行校正, 即所谓的匀场过程. 一般而言, 匀场过程主要包含两步: 无源匀场和有源匀场. 无源匀场技术^[2]是通过合理布置磁性薄片的位置和数量来产生附加磁场, 以达到修正磁场均匀度的目的, 而有源匀场技术^[3,4]则是把成像区域内的磁感应强度分解为一组彼此正交的球面谐波函数的多项式之和, 利用各阶载流线圈产生其所对应阶数的谐波分量磁场. 相比于无源匀场对全局磁场进行修正, 有源匀场的优点在于可以相互独立地调节各阶匀场线圈所产生磁场的大小, 这种方法可以更灵活、更准确地达到校正磁场均匀度的目的^[5].

随着计算能力的快速发展, 出现了大量用于匀场线圈设计的数值计算方法, 其中, 边界元方法是继目标场法和有限元法之后发展起来的一种新的数值方法. 传统的目标场法^[6,7]是对成像区域内的磁感应强度进行傅里叶级数展开, 从而逆推出连续

† 通信作者. E-mail: qiuliang@mail.iee.ac.cn

电流密度分布. 然而, 由于某些骨架模型很难得到其正交函数表达式, 该方法具有一定的局限性. 有限元法 [8,9] 则是在连续体内划分单元, 其剖分涉及整个区域, 使得其待求未知数多, 要求解的方程规模大, 计算量大. 而边界元法 [10,11] 只在定义域的边界上进行多边形网格划分, 用满足控制方程的函数去逼近边界条件. 所以边界元法与有限元法相比, 具有单元个数少、数据准备简单等优点, 可以对任意形状骨架模型进行复杂条件计算, 可广泛应用于力学、热传导、声场以及电磁场等研究领域.

本文提出一种基于边界元方法的非线性优化设计方法, 该方法基于高阶数匀场线圈对离散网格节点数目敏感度较高的特点, 选择多个优化参数进行设计. 首先将线圈骨架表面进行二维连续网格划分, 计算每个网格电流单元对空间成像区域内目标场点的磁感应强度系数矩阵. 根据不同参数对线圈特性的敏感程度, 选择将线圈骨架模型中的网格节点处流函数以及节点数量作为优化变量, 匀场线圈所产生的磁场与目标磁场之间的偏差设定为目标函数, 将线匝间距以及线圈半径作为非线性约束条件, 结合非线性优化算法建立优化模型, 设计出一组 0.5 T 的开放式双平面超导 MRI 轴向匀场线圈.

2 数学模型建立

2.1 边界元理论

边界元法是在经典的积分方程方法和有限元法的基础上发展起来的一种求偏微分方程数值解的计算方法. 该方法将求解区域的边界问题转化为边界面上的方程, 然后通过边界面上划分单元, 将边界积分方程离散为代数方程组, 使得求解对象简化为单元节点上的函数值 [12].

基于以上边界元理论, 为了能够获得骨架表面的优化电流分布, 首先要将预先设定的线圈所在区域表面划分为一组由多个三角形单元构成的网格, 从而可将电流密度表示为离散形式. 本文所使用的离散计算模型如图 1 所示, 其中 Q 是线圈骨架表面的电流源点, 是 DSV 区域 (diameter spherical volume, DSV) 内的目标场点. 根据流函数理论, 电流密度可以表示为流函数的旋度 [13]

$$\mathbf{J}(\mathbf{r}') = \nabla \times [\varphi(\mathbf{r}') \times \mathbf{n}(\mathbf{r}')], \quad (1)$$

其中, $\mathbf{n}(\mathbf{r}')$ 是指向外部的单位法向量, $\varphi(\mathbf{r}')$ 为流函数.

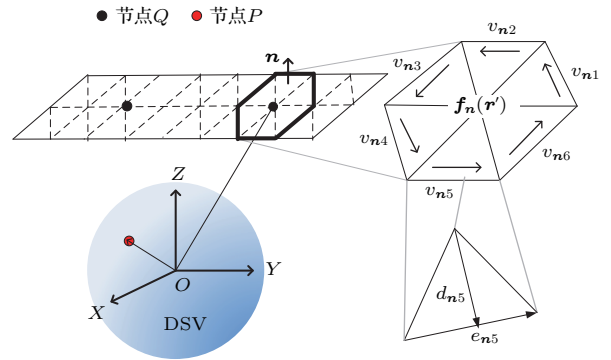


图 1 (网刊彩色) 本文所采用的坐标系, 节点 Q 是源点, 节点 P 是目标场点
Fig. 1. (color online) Coordinate system is used in this work. Node Q is a source point and node P is the target point.

基于图 1 所示的离散坐标系, 定义网格节点流函数 I_n , 那么预设的线圈骨架载流表面的流函数可以近似表示为一组基函数的线性组合,

$$\varphi(\mathbf{r}') \approx \sum_{n=1}^N I_n \varphi_n(\mathbf{r}'), \quad (2)$$

其中, N 是线圈骨架表面离散点总数, $\varphi_n(\mathbf{r}')$ 是第 n 个离散点的流函数基函数. 将 (2) 式代入 (1) 式, 即可获得离散形式的电流密度:

$$\begin{aligned} \mathbf{J}(\mathbf{r}') &= \sum_{n=1}^N I_n \nabla \times [\varphi_n(\mathbf{r}') \mathbf{n}(\mathbf{r}')] \\ &= \sum_{n=1}^N I_n \mathbf{f}_n(\mathbf{r}'), \end{aligned} \quad (3)$$

其中, $\mathbf{f}_n(\mathbf{r}')$ 是第 n 个节点的电流基函数, 它与所有与节点 n 相连的三角形有关, 如图 1 所示, 图中 v_{ni} , d_{ni} , e_{ni} 等变量的具体描述详见文献 [14, 15].

根据毕奥萨伐尔定律, 磁感应强度 $\mathbf{B}(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ 与电流密度的关系可以表示为

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{S'} \frac{\mathbf{J}(\mathbf{r}') \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^2} dS'. \quad (4)$$

利用 (3) 式, 轴向磁感应强度 $B_z(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ 为

$$\begin{aligned} B_z(\mathbf{r}, \mathbf{r}') &\approx \frac{\mu_0}{4\pi} \sum_{n=1}^N I_n \int_{S'} [f_{nx}(\mathbf{r}')(y - y') \\ &\quad - f_{ny}(\mathbf{r}')(x - x')] \times |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^{-2} dS' \\ &= \sum_{n=1}^N I_n c_n(\mathbf{r}'), \end{aligned} \quad (5)$$

其中,

$$c_n(\mathbf{r}') = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{S'} [f_{nx}(\mathbf{r}')(y - y') - f_{ny}(\mathbf{r}')(x - x')] \times |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^{-2} dS'. \quad (6)$$

2.2 非线性数学模型

图2为开放式双平面匀场线圈设计骨架模型,其包含预先设定的可放置线圈区域和DSV区域.可放置线圈区域由两个半径为 R ,置于 $z = \pm d$ 位置的圆形平面组成,中心的椭球形为DSV区域,其 Z 轴半径为 $r_{\text{DSV}1}$, X 和 Y 轴方向的半径为 $r_{\text{DSV}2}$.对于双平面匀场线圈系统,轴向匀场线圈由多个同心圆环组成.

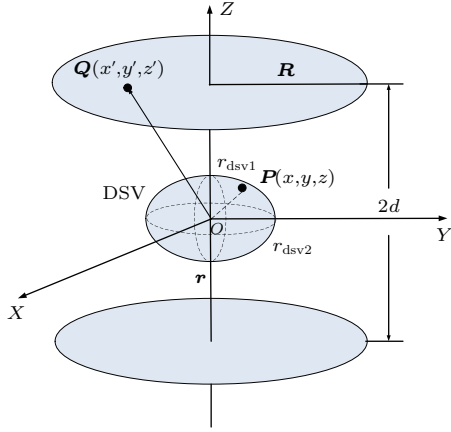


图2 双平面匀场线圈模型示意图

Fig. 2. Schematic diagram of the coordinate system for bi-planar shim coil.

首先需要预先设定的线圈骨架表面和成像区域进行网格划分处理.本文采用三角离散单元,将线圈骨架模型中的上下两个圆形平面沿圆周方向和径向分别均匀划分为 $Nr1 \times Np1$ 和 $Nr2 \times Np2$ 个网格节点.椭球形DSV采用同样的划分方法,一共选择 N_{DSV} 个采样点.

在优化的第一阶段,需要计算所有网格载流单元在DSV目标区域内产生的轴向磁感应强度的敏感度矩阵 \mathbf{A} .根据(5)式,可得到如下关系:

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{I} = \mathbf{B}_z^{\text{target}}, \quad (7)$$

其中, \mathbf{A} 是由 $Nr1 \times Np1 + Nr2 \times Np2$ 行, N_{DSV} 列组成; $\mathbf{I} = [I_1, I_2, \dots, I_{Nr1 \times Np1 + Nr2 \times Np2}]^T$ 表示所有网格载流单元的流函数值; $\mathbf{B}_z^{\text{target}}$ 为所有网格节点在目标区域所产生的轴向磁感应强度.相应的展开形式为

$$\begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & \cdots & A_{1, Nr1 \times Np1 + Nr2 \times Np2} \\ A_{21} & A_{22} & \cdots & A_{2, Nr1 \times Np1 + Nr2 \times Np2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ A_{N_{\text{dsv}, 1}} & A_{N_{\text{dsv}, 2}} & \cdots & A_{N_{\text{dsv}, Nr1 \times Np1 + Nr2 \times Np2}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \vdots \\ I_{Nr1 \times Np1 + Nr2 \times Np2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_1^{\text{target}} \\ B_2^{\text{target}} \\ \vdots \\ B_{N_{\text{dsv}}}^{\text{target}} \end{bmatrix}. \quad (8)$$

为了能够减少计算量,可以充分利用上下平面流函数分布的对称性.将上下两平面取相同分布的网格节点数目,则未知变量 I_n 的数量减少为 $Nr1 \times Np1$,同时矩阵 \mathbf{A} 的列维度也减少一半.值得注意的是,为了防止电流流出,令同一边界流函数的值是相同的,从而每个边界只有一个未知变量.

将匀场线圈实际所产生的磁场 $\mathbf{B}_z(\mathbf{r})$ 与目标磁场 $\mathbf{B}_z^{\text{target}}(\mathbf{r})$ 之间的偏差作为优化算法的目标函数

$$\text{Minimize: } \int_{\Omega_{\text{DSV}}} (\mathbf{B}_z(\mathbf{r}) - \mathbf{B}_z^{\text{target}}(\mathbf{r}))^2 d\Omega. \quad (9)$$

此外,还需要添加一些约束条件来保证能够在制作加工上容易实现,如下所示:

$$\text{Subject to: } \begin{cases} \max \|\mathbf{A} \cdot \mathbf{I} - \mathbf{B}_z^{\text{target}}\| / \mathbf{B}_z^{\text{target}} < \varepsilon, \\ |R_i - R_j| \geq d_{\text{min}} & (i = 1, 2, \dots, N_t, \quad j = 1, 2, \dots, N_t), \\ R_i \geq R_{\text{min}} & (i = 1, 2, \dots, N_t), \end{cases} \quad (10)$$

其中, ε 是线圈实际所产生的磁场与目标磁场之间的偏差, d_{min} 是线圈之间的最小线间距, R_{min} 是线圈的最小半径, N_t 是线圈总匝数.

由于(9)式是病态方程,其解会受到输入参数的较大影响,因此需要一定的处理方法得到其近似解.常用的方法有参数补偿法和Tikhonov正则化

方法. 等效磁储能^[16]和功耗最小化是两种常用的参数补偿法^[17], 该类方法可以通过调节权重因子有效地控制 DSV 区域内的磁场偏差, 同时对线圈电感或功耗进行约束. 虽然参数补偿方法可以很好地解决病态方程求解问题, 但当线圈骨架表面网格节点分布变化时, 其所对应的系数矩阵也会发生变化. 对于高阶匀场线圈, 线圈骨架表面的网格节点分布会对最终的设计结果产生较大影响, 因此, 将径向和圆周方向的网格节点数量 $Nr1$ 和 $Np1$ 同时作为优化变量, 这导致需要不断计算系数矩阵, 大幅增加了计算量, 影响计算效率. 而 Tikhonov 正则化方法避免了网格节点分布所带来的重复计算问题, 同时通过对流函数的约束, 获得较为平滑的线型. 该方法的离散形式目标函数为

Minimize :

$$\sum_{i=1}^K (\mathbf{A} \cdot \mathbf{I} - \mathbf{B}_z^{\text{target}}(\mathbf{r}))^2 + \lambda \cdot \sum_{n=1}^N I_n^2, \quad (11)$$

其中, N 是骨架表面总的离散节点数目, K 是 DSV 区域内的采样点数, λ 是正则化参数, 每个网格节点的流函数值 I_n 作为优化变量. 该方法的主要步骤在于需要找到一个合适的 λ 值, 使得目标函数尽可能接近 (9) 式. 正则化参数的选取方法常采用 L 曲线法, 该方法是根据可能的正则参数在对数坐标

图上绘制出残差的范数以及解的范数, 所得曲线一般呈“L”形, 即当正则参数较大时, 所对应较小的解范数和较大的残差范数, 反之亦然. 故需要选取一个平衡点作为最优的正则参数.

在仿真计算过程中, 我们使用 MATLAB (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) 软件作为实现工具. 图 3 为优化过程流程图.

3 匀场线圈设计结果与分析

现给出一个 0.5 T 开放式双平面超导 MRI 匀场线圈设计实例来说明上述方法的有效性. 线圈骨架为间距 1.2 m, 半径 0.6 m 的两个圆形平面. DSV 成像区域为椭球形, 其 Z 轴方向短轴半径为 0.12 m, X 和 Y 轴方向的长轴半径为 0.15 m. 设计过程中的物理参数设置如表 1 所列.

表 1 匀场线圈设计系统参数
Table 1. System parameters for shim coils design.

符号	基本描述	设置值
R	线圈骨架半径	0.6 m
$2Z$	线圈骨架间距	1.2 m
L_{width}	导线宽度	1.8 mm
L_{thick}	导线厚度	1.3 mm
L_{gap}	导线间距	1 mm
ϵ	实际磁场与期望磁场之间的偏差	5%
d_{min}	线圈导线间最小间距	2.8 mm
R_{min}	线圈最小半径	0.1 m

为了能够说明上述方法的通用性, 本文运用上述方法, 设计了包含 Z1, Z2, Z3 和 Z4 共四组匀场线圈, 其目标磁场分布如下.

Z1 匀场线圈

$$B_z^{\text{target}} = z. \quad (12)$$

Z2 匀场线圈

$$B_z^{\text{target}} = z^2 - \frac{1}{2}(x^2 + y^2). \quad (13)$$

Z3 匀场线圈

$$B_z^{\text{target}} = z^3 - \frac{3}{2}z \cdot (x^2 + y^2). \quad (14)$$

Z4 匀场线圈

$$B_z^{\text{target}} = z^4 - 3z^2(x^2 + y^2) + \frac{3}{8}(x^2 + y^2)^2. \quad (15)$$

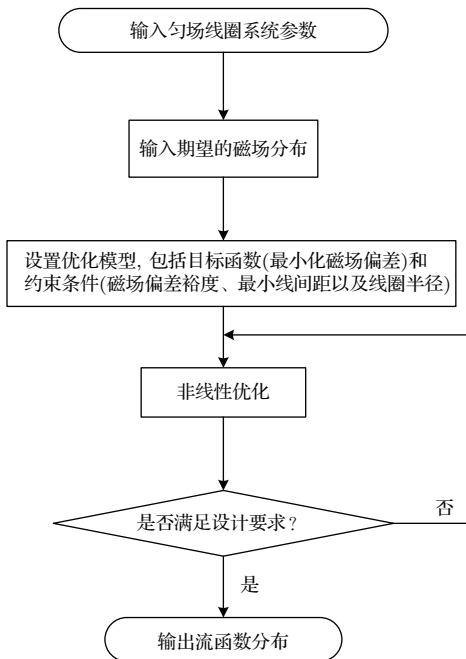


图 3 优化过程流程图

Fig. 3. Flowchart of optimization processing.

这里, x, y, z 分别表示 DSV 区域中目标场点的坐标矩阵.

表 2 和表 3 分别为低阶 (Z1 和 Z2)、高阶 (Z3 和 Z4) 匀场线圈的详细设计参数; 图 4 和图 5 为相应的匀场线圈设计结果以及流函数分布, 其中, 图左侧为设计绕线分布, 红色线型表示顺时针方向电流, 蓝色线型表示逆时针方向电流, 而图右侧为相应的流函数分布.

对于低阶匀场线圈, 由于其磁场分布较为简单, 同时线圈表面网格节点的分布对设计结果的影响不大, 因此设计该类匀场线圈时, 可以预先给定骨架表面离散点数目, 这将大大节省计算时间. 正则化系数 λ 分别设定为 1.4×10^{-10} 和 9×10^{-12} , 加载电流分别为 70.86 和 46.96 A, 最小线间距均大

于 2.8 mm, 对于线宽为 1.8 mm 的超导线而言, 该线间距留有了足够的空间.

表 2 低阶匀场线圈参数
Table 2. Specifications of Z1 and Z2 shim coils.

参数	Z1 匀场线圈	Z2 匀场线圈
$Nr1/Np1$	40/40	40/40
线圈匝数	21	23
磁场强度/ $\text{mT}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{A}^{-1}$	1	1
最小线间距/mm	3.0569	3.68
加载电流/A	70.8698	66.4412
最大磁场偏差/%	0.3123	1.8
效率 $\eta/\mu\text{T}\cdot\text{m}^{-n}\cdot\text{A}^{-1}$	14.11	15.05
总线长/m	76.95	111.08
电阻/ $\text{m}\Omega$	608.36	877.53
电感/ μH	350	499

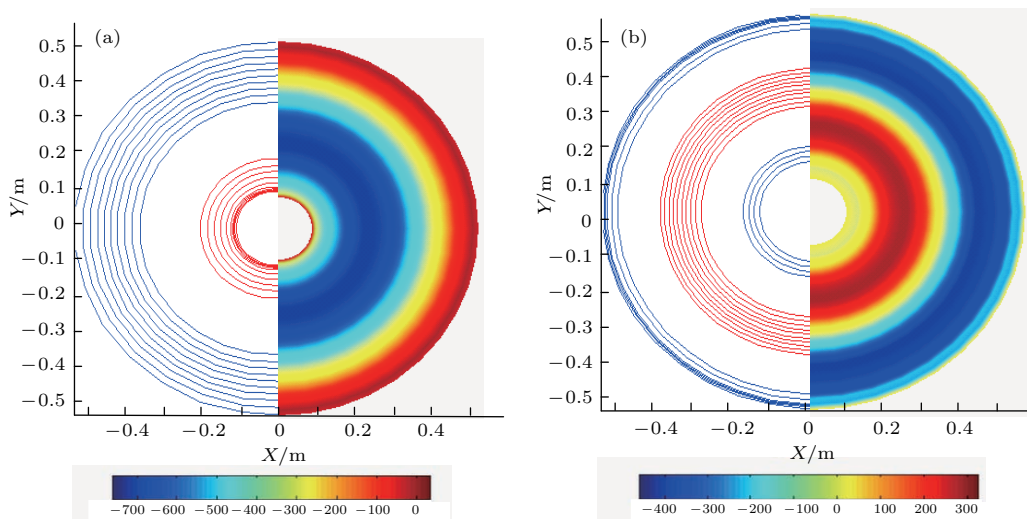


图 4 (网刊彩色) 双平面低阶匀场线圈线型及流函数分布 (a) Z1 匀场线圈; (b) Z2 匀场线圈

Fig. 4. (color online) Designed bi-planar low order shim coil pattern and the distribution of stream function: (a) Z1 shim coil; (b) Z2 shim coil.

相比于低阶匀场线圈, 高阶匀场线圈 (Z3 和 Z4) 由于其磁场分布变得更加复杂, 网格节点数目会对设计结果产生较大影响, 因此优化变量除了所有网格节点处的流函数, 还包含了径向和圆周方向的网各节点数目, 具体表示为 $\mathbf{I} = [I_1, I_2, \dots, I_{Nr1 \times Np1}, Nr1, Np1]^T$. 正如图 5 所示, 高阶匀场线圈的线匝数更多, 同时线型分布明显较为复杂. 但导线间距仍都大于 2.8 mm, 这在满足线宽要求的前提下, 有效地控制了线圈发热.

为了能够模拟实际线圈在空间内所产生的磁场, 需要在线圈轨迹上选取一定数量的采样点, 相邻两点间线段视为一个电流元, 通入实际加载电

流, 根据毕奥·萨伐尔定律, 计算出每个电流元在 DSV 区域内所产生的磁场, 然后通过线性叠加来拟合匀场线圈实际所产生的磁场分布. 通过计算得到 Z4 匀场线圈的最大磁场偏差为 4.3%, 小于设计要求. 图 6 为 DSV 目标区域最大磁场偏差分布, 在图 6 (b) 中, 详细分析了沿 Z 轴方向的最大磁场偏差分布. 通过对 Z4 线圈所产生的磁场进行谐波分解可以看出, 除了所需要的 Z4 阶目标磁场外, Z4 线圈所产生的磁场中还掺杂有 Z2 阶次谐波磁场, 其谐波磁场强度为 $0.0534 \text{ mT}/(\text{m}\cdot\text{A}^{-2})$. 在表 2 中可以看到, Z2 匀场线圈产生强度为 $1 \text{ mT}/(\text{m}\cdot\text{A}^{-2})$ 的磁场需要加载 66.44 A 电流, 那么为了弥补 Z4 匀

线圈额外所产生的磁场所带来的影响, 需要将Z2线圈的电流减小3.55 A, 从而保证了背景场中的各阶

谐波分量都能够完全消除.

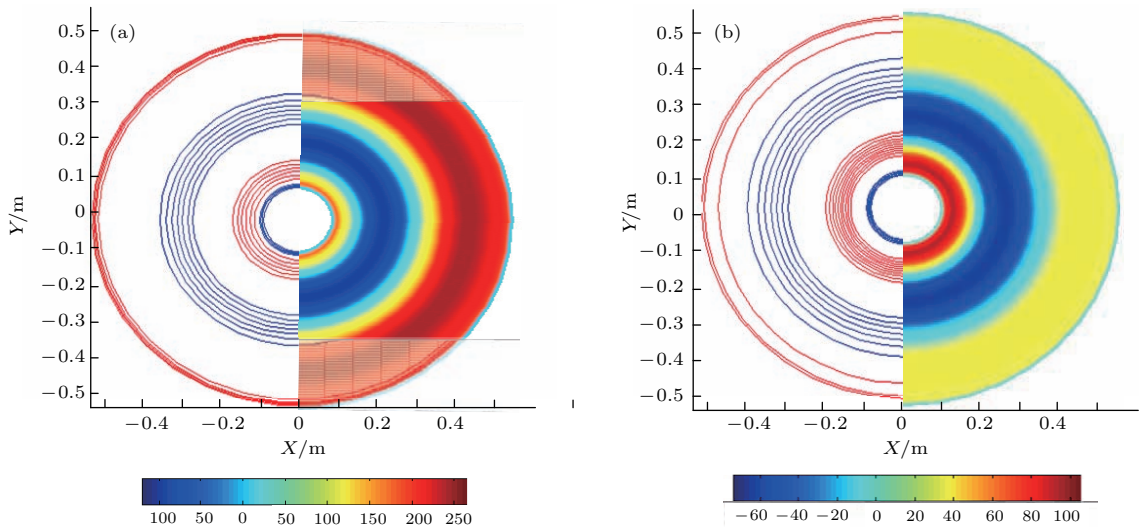


图5 (网刊彩色) 双平面高阶匀场线圈线型及流函数分布 (a) Z3匀场线圈; (b) Z4匀场线圈

Fig. 5. (color online) Designed bi-planar high order shim coil pattern and the distribution of stream function: (a) Z3 shim coil; (b) Z4 shim coil.

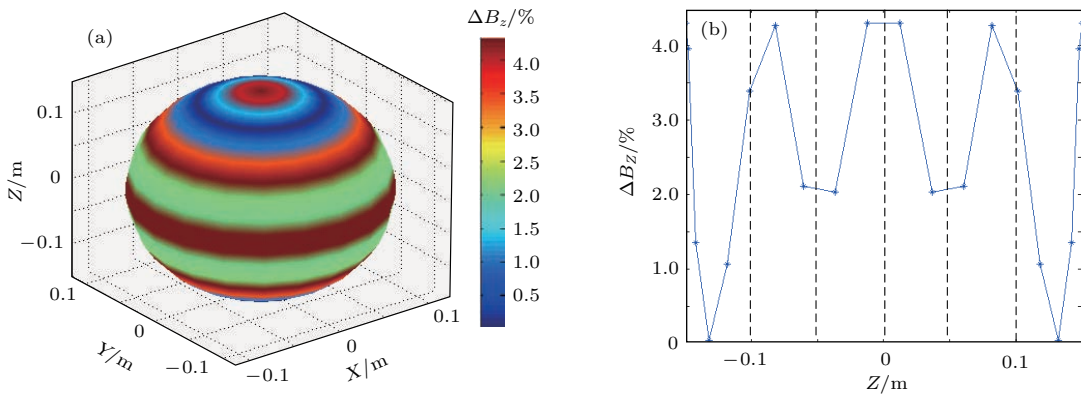


图6 (网刊彩色) 磁场偏差分布 (a) DSV表面; (b) Z轴方向

Fig. 6. (color online) The magnetic deviation distribution: (a) Over the DSV; (b) along the Z-axis.

表3 双平面高阶匀场线圈参数

Table 3. Specifications of Z3 and Z4 shim coils.

参数	Z3匀场线圈	Z4匀场线圈
$Nr1/Np1$	30/30	20/20
ϵ	5%	5%
线圈匝数	25	31
磁场强度/ $mT \cdot m^{-1} \cdot A^{-1}$	1	1
最小线间距/mm	3.0561	2.8303
加载电流/A	46.9647	23.1242
最大磁场偏差/%	1.8830	4.3088
效率 $\eta/\mu T \cdot m^{-n} \cdot A^{-1}$	21.29	43.24
总线长/m	91.16	115.45
电阻/m Ω	720	912
电感/ μH	335	190

4 结 论

本文提出一种基于边界元方法的非线性优化设计方法. 首先, 将线圈骨架表面进行二维连续网格划分, 计算每个网格电流单元对空间DSV区域内目标场点的磁感应强度系数矩阵. 其次, 根据不同阶数匀场线圈的特点, 选择适当的优化参数, 将目标函数设定为匀场线圈所产生的磁场与目标磁场之间的偏差, 同时为了能够在工艺加工上容易实现, 引入非线性约束条件, 计算得到匀场线圈骨架表面的流函数分布. 最后利用流函数进行离散化处理, 获得满足设计要求的线圈绕线分布. 文中给

出了一组 0.5 T 磁共振成像系统轴向匀场线圈设计案例, 无论是低阶还是高阶匀场线圈, 都可以高效灵活地得到满足设计要求的线圈分布. 同时, 该算法可以用于任意线圈骨架模型的匀场或梯度线圈系统.

参考文献

- [1] Wang Q L 2008 (Beijing: Science Press) p54, 55 (in Chinese) [王秋良 2008 高磁场超导磁体科学 (北京: 科学出版社) 第 54, 55 页]
- [2] Dorri B, Vermilyea M E, Toffolo W E 1993 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **3** 254
- [3] Romeo F, Hoult D I 1984 *Magn. Reson. Med.* **1** 44
- [4] Frollo I, Andris P, Strolka I 2001 *Meas. Sci. Rev.* **1** 9
- [5] Wang Q L, Xu G X, Dai Y M, Zhao B Z, Yan L G and Keeman K 2009 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **19** 2289
- [6] Turner R 1986 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **19** 147
- [7] Hu G L, Ni Z P, Wang Q L 2012 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **22** 4900604
- [8] Zhu M H, Xia L, Liu F, Zhu J, Kang L, Crozier S 2012 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **59** 2412
- [9] Shi F, Ludwig R 1998 *IEEE Trans. Magn.* **34** 671
- [10] Poole M, Bowtell R 2007 *Concepts Magn. Reson.* **31B** 162
- [11] Sanchez C C, Garcia S G, Angulo L D, Coevorden J V, Bretones A R 2010 *Prog. Electromagn. Res. B* **20** 187
- [12] Yao Z H, Wang H T 2010 (Beijing: Higher Education Press) p11 (in Chinese) [姚振汉, 王海涛 2010 边界元法 (北京: 高等教育出版社) 第 11 页]
- [13] Peeren G N 2003 *J. Comput. Phys.* **191** 305
- [14] Lemdiasov R A, Ludwig R 2005 *Concept Magn. Reson. Part B, Magn. Reson. Eng.* **26B** 67
- [15] Marin L, Power H, Bowtell R W, Sanchez C C, Becker A A, Gloverand P, Jones A 2008 *CMES-Comp. Model. Eng. Sci.* **23** 149
- [16] Hoult D, Deslauries R 1994 *J. Magn. Reson.* **108** 9
- [17] Poole M, Bowtell R 2005 *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* **13** 775

Optimization of magnetic resonance imaging high-order axial shim coils using boundary element method

Hu Yang¹⁾²⁾ Wang Qiu-Liang^{1)†} Li Yi¹⁾ Zhu Xu-Chen¹⁾²⁾ Niu Chao-Qun¹⁾²⁾

1) (*Key Laboratory of Applied Superconductivity, Institute of Electrical Engineering, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China*)

2) (*University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China*)

(Received 20 June 2016; revised manuscript received 1 August 2016)

Abstract

In this paper, we present a novel nonlinear optimization algorithm for designing a shim coil system, especially a high-order axial shim coil, for a magnetic resonance imaging (MRI) system. In an MRI equipment, in order to eliminate higher-order harmonic components of the magnetic field within the volume of interest (VOI), passive shimming (PS) is adopted in traditional methods. However, such a method is suitable for the global shimming with low accuracy and poor target. Active shimming (AS) makes up for the shortcomings from PS with a set of shim coils which are designed to generate a specific magnetic fields to improve magnetic field homogeneity within the VOI. Because the complexity of wire pattern increases with the order of AS coil increasing, conventional optimization model cannot meet the design requirements for producing the complicated magnetic field. In this paper, we propose a nonlinear optimization method of designing the axial shim coils for an open-style bi-planar MRI system, based on boundary element method. The optimization model is built in light of influence extents of the various parameters on the coil characteristics for different shim coils. In such a new method, the field error between the magnetic field produced by designed shim coil and the desired target value is selected to be an optimal value subjected to some constraints including line spacing and coil radius, which makes it possible to realize the manufacture process. Meanwhile, the more design parameters, which involve not only the stream function values at each node, but also the compensation parameters and/or the number of grid nodes, are regarded as optimized variables to control the magnetic deviation and characteristics of designed coil. By using some designed shim coils for a 0.5 T open style bi-planar superconducting MRI, including Z1, Z2, Z3 and Z4, the efficiency of such a numerical design method is displayed. Especially for high-order shim coils, more optimized parameters are involved to control the magnetic deviation of the coils, thereby providing a more flexible and straightforward method of designing the axial shim coils.

Keywords: magnetic resonance imaging, shimming coil, boundary element method, nonlinear optimization algorithm

PACS: 83.85.Fg, 84.32.Hh, 47.11.Hj, 11.10.Lm

DOI: [10.7498/aps.65.218301](https://doi.org/10.7498/aps.65.218301)

† Corresponding author. E-mail: qiuliang@mail.iee.ac.cn