

短腔、自屏蔽磁共振成像超导磁体系统的混合优化设计方法

倪志鹏^{1)2)†} 王秋良¹⁾ 严陆光¹⁾

1) (中国科学院电工研究所, 应用超导重点实验室, 北京 100190)

2) (中国科学院研究生院, 北京 100049)

(2012年6月20日收到; 2012年8月14日收到修改稿)

本文提出一种用于短腔、自屏蔽磁共振成像超导磁体系统的混合优化设计方法, 通过结合线性规划和非线性优化算法, 设计出的磁体系统具有建造成本低、结构简单、以及线圈中最高磁场、电流安全裕度和电磁应力可控等优点. 首先, 通过线性规划算法在欲布置线圈空间范围内建立二维连续网格划分, 搜索满足磁场约束条件的网格电流分布图; 其次, 将电流分布图中的非零电流簇离散成螺线管线圈, 通过非线性优化算法计算出满足成像区域磁场均匀度要求、5 Gs 杂散场限制、线圈中最高磁场限制、电流安全裕度以及线圈间尺寸间隔等约束条件的线圈结构参数. 文中给出一个中心磁场为 1.5 T 自屏蔽磁共振成像超导磁体系统的设计案例, 在 50 cm 球形成像区域所产生的磁场峰峰值不均匀度为 10 ppm, 线圈最大长度为 1.32 m. 该设计方法可用于对称、非对称螺线管线圈系统以及开放式双平面线圈系统的磁共振成像磁体系统设计.

关键词: 自屏蔽, 磁共振成像, 混合方法, 数值优化

PACS: 07.55.Nk, 83.85.Fg, 52.65.Ww, 02.60.Pn

DOI: 10.7498/aps.62.020701

1 引言

磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 技术自上个世纪 70 年代被发现至今, 由于其在成像过程中对人体或者动物的无辐射性以及所成图像具有分辨率较高等优势, 使得 MRI 技术成为具备无可比拟的竞争优势被作为医学影像和科学研究设备广泛应用于医院和实验室. MRI 系统的核心且最为昂贵的部件是能够在一定空间范围内产生高均匀度和高稳定性磁场分布的磁体, 通常为永磁体或超导磁体系统, 永磁体一般用于低场 MRI 系统, 而超导磁体则一般用于较高磁场的 MRI 系统. 超导 MRI 系统产生的磁场一般高于 0.7 T, 同时可实现主动屏蔽技术, 即通过添加反向电流线圈屏蔽杂

散场对周围环境的影响. 因此, 超导 MRI 相对于永磁 MRI 系统具有体积小、磁场高、成像分辨率高以及磁场均匀性好等优点.

MRI 系统一般需要在直径为 40—50 cm 的球形成像区域 (diameter spherical volume, DSV) 产生磁场峰峰值不均匀度优于 10 ppm (parts per million, ppm) 的空间磁场分布. 现今, 医院中较为普及的标准医用磁共振成像设备主要为 1.5 T MRI 系统, 其核心部件为能够产生中心磁场为 1.5 T 的超导磁体系统, 其线圈结构为多线圈结构, 即在内、外层通过多个分离螺线管线圈组成. 内层线圈主要作用是产生高均匀度的磁场分布, 同时为了有效地减少内层线圈对周围环境的影响, 一般在外层布置一对通以反向电流的主动屏蔽线圈用以降低整个线圈系统对外的漏磁场, 漏磁场一般要求在径向和

† 通讯作者. E-mail: nizp@mail.iee.ac.cn

轴向距离分别为 2.5 m 和 4.0 m 的椭球范围外磁场值低于 5 Gs (1 Gs = 10⁻⁴ T). 由于传统 MRI 系统的轴向长度较长, 大量临床实验表明患者在狭长的空间中普遍表现出紧张、不安等幽闭症现象. 因此, 近些年来, 短腔、自屏蔽 MRI 系统设计成为各大商业公司竞相追逐的热点.

MRI 磁体系统设计需要综合考虑以下参数: 线圈最小内半径、线圈最大外半径、线圈的最大长度、DSV 的大小和磁场均匀度要求、5 Gs 杂散场范围、线圈中电流安全裕度以及最大电磁应力要求, 一个优秀的电磁设计人员需要权衡各参数的优劣设计出满足设计要求的超导磁体系统. 国内外已有设计方法主要分为两类: 一类为全局搜索方法, 即在范围较大的欲布置线圈空间内通过一些随机优化算法如模拟退火算法^[1]和遗传算法^[2]等进行全局搜索线圈位置, 通过该方法可得到全局最优解, 但计算量较大且效率较低; 另一类为局部搜索方法, 即通过预定可布置线圈的位置, 通过线性规划算法^[3-5]或者正则化方法^[6,7]得到该位置上的电流分布, 在电流的峰值位置合理布置螺线管线圈, 再结合非线性等优化算法最终得到线圈的尺寸参数, 这种设计方法由于人为缩小了搜索范围, 因此计算速度较快, 但其计算结果的优劣取决于初始位置的选择.

本文提出一种混合优化算法, 有效地结合了线性规划算法的全局最优性和高效性以及非线性优化算法处理非线性约束的优势. 首先, 将欲布置线圈空间进行二维连续网格划分, 每个网格点视为理想通电圆环, 计算满足磁场约束等条件下的空间网格点处电流分布图; 其次, 在电流分布图中非零电流簇位置处合理地布置螺线管线圈, 将 DSV 和 5 Gs 杂散场表面处的磁场要求、磁体系统的电流安全裕度和电磁应力以及螺线管线圈间尺寸间隔作为非线性约束条件, 将所有线圈的超导线用线量作为目标函数, 通过非线性优化算法设计出超导线用线量最少的短腔、自屏蔽磁共振成像超导磁体系统.

2 数学模型建立

2.1 理想电流圆环和螺线管线圈的磁场计算

MRI 超导磁体系统设计需要根据用户的要求, 合理地定义欲布置线圈的空间范围, 其由线圈的最小内半径 r_{\min} 、最大外半径 r_{\max} 以及最大长度 L 决定, 超导磁体设计就是在该欲布置线圈的空间范围内通过电磁优化设计得到合理的螺线管线圈位置的过程, 整个电磁设计过程需要计算理想带电圆环和螺线管线圈在空间任意点所产生的磁感应强度. 由于圆环和螺线管线圈均具有轴对称结构, 因此, 以下磁场计算公式均采用圆柱坐标系.

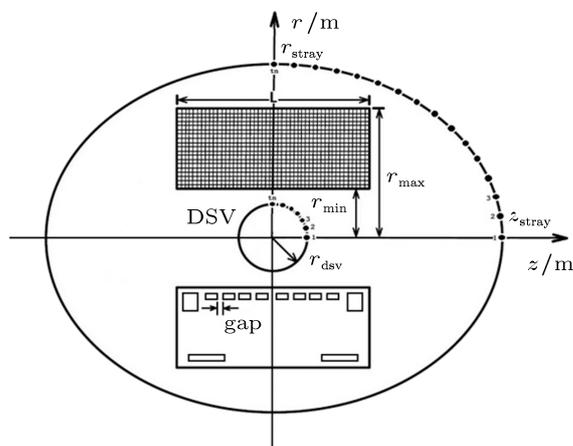


图1 磁体、DSV 和 5 Gs 杂散场空间范围布置

半径为 a 、中心位置为 $(0, 0, h)$ 和载流为 I 的理想带电圆环在空间任意点 $P(r, \theta, z)$ 位置处产生的轴向磁感应强度 B_z 为^[8]

$$B_z(r, \theta, z) = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(r+a)^2 + (z-h)^2}} \times \left[K(k) - \frac{r^2 - a^2 + (z-h)^2}{(r-a)^2 + (z-h)^2} E(k) \right], \quad (1)$$

式中, $K(k)$ 和 $E(k)$ 分别为第一类和第二类椭圆积分.

内、外半径为 r_1 和 r_2 、两端部轴向位置为 z_1 和 z_2 以及平均电流密度为 J 的通电螺线管线圈在空间任意点 $P(r, \theta, z)$ 位置处产生的轴向磁感应强度 B_z 为

$$B_z(r, \theta, z) = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^{2\pi} d\theta' \int_{a_1}^{a_2} dr'$$

$$\times \int_{z_1}^{z_2} \frac{r'(r' - r \cos(\theta' - \theta))}{d^3} dz', \quad (2)$$

式中, $Q(r', \theta', z')$ 为螺线管线圈横截面上任意点的位置, d 为 PQ 两点间的距离, 即 $d = \sqrt{r'^2 + r^2 - 2r'r \cos(\theta' - \theta) + z'^2}$, (2) 式可通过适当的瑕点转移和单积分转换后, 结合 24 节点高斯勒让德数值积分法求解, 此处不作赘述.

2.2 线性规划数学模型

由 r_{\min} , r_{\max} 和 L 构成具有矩形截面的欲布置线圈空间范围, 如图 1 所示, 在其轴向和径向方向分别划分 m 和 n 等份构成 $(m+1) \times (n+1)$ 个网格点, 每个网格点视为理想通电圆环; 由于球形 DSV 和椭球形 5 Gs 杂散场表面均具有轴对称性, 因此只需在 roz 平面内第一象限内分别均匀地选取 ts 个点作为目标场点即可表征磁场分布情况. 计算出通电圆环在单位电流情况下分别在 DSV 表面处目标点处产生的轴向磁感应强度贡献矩阵 A_{MK} 、5 Gs 杂散场椭球表面的目标点处产生的轴向和径向磁感应贡献矩阵 B_{MK} 和 C_{MK} , 其中 M 为目标点数, K 为网格点数, 即 $M = ts$, $K = (m+1) \times (n+1)$. 所有网格点电流圆环的电流矩阵为 $I = [I_1 I_2 \cdots I_K]'$. 因此, 所有电流圆环分别在 DSV 表面产生的轴向磁感应强度 B_{zdsv} , 5 Gs 杂散场椭球表面的目标点处的轴向磁感应强度 B_{zs} 和径向磁感应强度 B_{rs} 分别为

$$\begin{aligned} B_{zdsv} &= A_{MK} \cdot I, \\ B_{zs} &= B_{MK} \cdot I, \\ B_{rs} &= C_{MK} \cdot I. \end{aligned} \quad (3)$$

假设所有网格点处的电流密度值相同, 每个网格点处理想电流圆环相当于横截面面积为 S 的螺线管线圈, 所有理想电流圆环等效螺线管线圈总体积为 V , 则有

$$V = \sum_{i=1}^K v_i = 2\pi \sum_{i=1}^K r_i S_i = \frac{2\pi}{J} \sum_{i=1}^K r_i |I_i|. \quad (4)$$

建立线性规划数学模型, 优化变量为每个网格点处的电流强度, 对 DSV 和 5 Gs 杂散场椭球表面的目标点处磁场进行约束, 目标函数为等效螺线管线圈总体积. 线性规划算法数学模型如下:

$$\text{Minimum: } V = \frac{2\pi}{J} \sum_{i=1}^K r_i |I_i|, \quad (5)$$

$$\text{Subject to: } \begin{cases} |A_{MK} \cdot I - B_0| / B_0 \leq \varepsilon_1, \\ |B_{MK} \cdot I| \leq B_{zs}, \\ |C_{MK} \cdot I| \leq B_{rs}, \\ |I| \leq J_{\max} \cdot A_{\text{mesh}}, \end{cases}$$

式中, J 和 J_{\max} 为分别为线圈中的实际运行和最大电流密度限制, B_0 为中心轴向磁感应强度值, ε_1 为磁场峰峰值不均匀度, B_{zs} 和 B_{rs} 分别为杂散场表面目标点处的轴向和径向磁感应强度限制, A_{mesh} 为单个网格的平均横截面面积.

2.3 非线性规划数学模型

通过线性规划算法得到的所有网格点处电流分布图可以看出, 大多数网格点处的电流强度等于零, 只有少数网格点处的电流强度不为零且聚集一起形成正、负非零电流簇, 非零电流簇的电流值大小相同且电流簇间边界清晰可辨, 符合实际绕制螺线管线圈加载相同电流的情况. 根据非零电流簇的分布情况, 将正向电流螺线管线圈布置于正值非零电流簇位置, 而将反向电流螺线管线圈布置于负值非零电流簇位置. 将每个非零电流簇的初始位置和总电流大小作为对应螺线管线圈的初始位置和初始安匝数; 通过非线性优化算法对线圈的具体尺寸进行优化计算, 优化变量为各螺线管线圈的尺寸 ($r_{\text{inner}}(i)$, $r_{\text{outer}}(i)$, $z_{\text{left}}(i)$, $z_{\text{right}}(i)$, $i = 1, 2, \cdots, N$), 其中 N 为线圈数, r_{inner} 为线圈的内半径, r_{outer} 为线圈的外半径, z_{left} 为线圈的一个端部轴向位置, z_{right} 为线圈另一个端部轴向位置; 目标函数为所有螺线管线圈的总体积; DSV 和 5 Gs 杂散场处的目标点的选取和第一步线性规划算法中相同; 对所有螺线管线圈中的最高磁场进行约束; 根据计算出的螺线管线圈中最高磁场和所选用的超导线临界特性, 对整个磁体系统的运行电流安全裕度进行约束, 以保证系统运行的安全性; 同时对线圈间的轴向尺寸进行约束, 使得线圈间距大于一定间隔 gap , 避免了线圈间的相互重叠且便于线圈的建造. 由于线圈结构关于 z 平面具有正对称性, 因为为了减小计算量, 只需建立半模型即可. 非线性规划算法数学模型如下:

$$\begin{aligned} \text{Minimum: } & 2\pi \times \sum_{i=1}^{N_{\text{pairs}}} [r_{\text{outer}}(i)^2 - r_{\text{inner}}(i)^2] \\ & \times [z_{\text{right}}(i) - z_{\text{left}}(i)], \end{aligned} \quad (6)$$

$$\text{Subject to: } \begin{cases} [\max(B_{z\text{dsv}}) - \min(B_{z\text{dsv}})]/B_0 \leq \varepsilon_2, \\ \sqrt{B_{z\text{stray}}^2 + B_{r\text{stray}}^2} \leq B_{\text{stray}}, \\ I_{\text{op}}/I_c(B_{\text{max}}) \leq \eta, \\ B_{\text{coils}} \leq B_{\text{max}}, \\ z_{\text{left}}(i+1) - z_{\text{right}}(i) \geq \text{gap}, \quad i = 1, 2, \dots, N_{\text{inner}} - 1, \\ z_{\text{right}}(N_{\text{inner}}) \leq L/2, \\ r_{\text{inner}}(i) \geq r_{\text{min}}, r_{\text{outer}}(i) \geq r_{\text{limit1}}, \quad i = 1, 2, \dots, N_{\text{inner}}, \\ r_{\text{inner}}(i) \geq r_{\text{limit2}}, r_{\text{outer}}(i) \leq r_{\text{max}}, \quad i = N_{\text{inner}} + 1, N_{\text{inner}} + 12, \dots, N_{\text{pairs}}, \\ [r_{\text{outer}}(i) - r_{\text{inner}}(i)]/tw = N_r(i), \quad i = 1, 2, \dots, N_{\text{pairs}}, \\ [z_{\text{right}}(i) - z_{\text{left}}(i)]/ww = N_z(i), \quad i = 1, 2, \dots, N_{\text{pairs}}, \end{cases}$$

式中, N_{pairs} 和 N_{inner} 分别为所有线圈对数和内层线圈对数, N_r 和 N_z 分别为每个线圈的径向层数和轴向匝数, tw 和 ww 分别为所用超导线的厚度和宽度, B_0 为中心轴向磁感应强度值, $B_{z\text{dsv}}$, $B_{z\text{stray}}$ 和 B_{stray} 分别为所有线圈在 DSV 表面目标点处产生的轴向磁感应强度和在 5 Gs 杂散场椭球表面产生的轴向和径向磁感应强度, B_{coils} 和 B_{max} 分别为线圈中的最高磁场值和最高磁场约束值, ε_2 为磁场峰峰值不均匀度, I_{op} 和 I_c 分别为超导线运行电流值和对应的励磁线与超导线的临界特性曲线交点处的临界电流值, η 为最大电流安全裕度, r_{limit1} 和 r_{limit2} 分别为内层线圈的最大径向位置限制和外层线圈的最小径向位置限制。

3 设计结果和分析

现给出一个中心磁场 B_0 为 1.5 T、线圈的最大内半径 r_{min} 为 0.50 m、最小外半径 r_{max} 为 1.00 m 以及线圈最大长度 L 为 1.32 m, 50 cm DSV 成像区域磁场峰峰值不均匀度为 10 ppm 的设计案例, 线性规划算法和非线性优化算法阶段中所有物理参数的设置如表 1、表 2 所示。

通过线性规划优化算法计算出空间网格点的电流分布图, 如图 2 所示, 共有 11 个非零电流簇的形成, 其中内、外层分布由 9 个和 2 个非零电流簇组成, 内层线圈主要提供高均匀度磁场分布, 外层线圈为一对通以反向电流的屏蔽线圈以降低漏磁场的影响; 其次, 根据实际所用超导线的尺寸通过

非线性优化算法优化线圈的具体尺寸, 为了减少计算量提高计算效率, 只需对线圈系统建立半模型即可, 即共六对线圈共 24 个优化变量, 图 3 和表 3 分别为最终的线圈结构图线圈系统的具体尺寸参数。内层由中平面到线圈系统的端部线圈的电流方向分别为正向、正向、正向、反向和正向, 外层线圈为一对反向电流线圈。第一步线性规划算法所需计算时间约为 300 s, 第二步非线性优化算法计算时间约为 800 s。

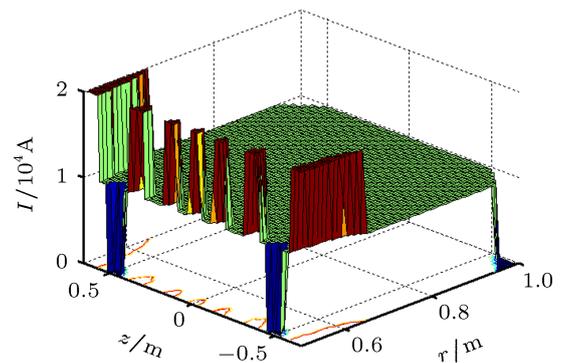


图2 网格点处的电流分布图

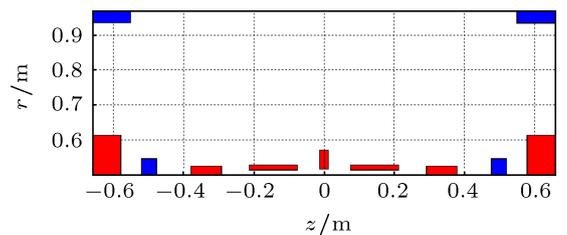


图3 线圈系统结构图

表1 线性规划算法中参数设置

参数	m	N	T_s	r_{stray}/m	z_{stray}/m	B_{zs}/T	B_{rs}/T	$J_{max}/(MA/m^2)$	ϵ_1/ppm
设置值	50	50	51	2.5	4.0	5×10^{-4}	5×10^{-4}	155	5

表2 非线性优化算法中参数设置

参数	N_{pairs}	N_{inner}	gap/mm	rw/mm	ww/mm	r_{limit1}/m	r_{limit2}/m	$\eta/\%$	B_{max}/T	B_{stray}/T	ϵ_2/ppm
设置值	6	5	1	1.43	2.24	0.695	0.895	90	6.0	5×10^{-4}	10

表3 线圈参数

线圈编号	r_{inner}/mm	r_{outer}/mm	z_{left}/mm	z_{right}/mm	$J/MA \cdot m^{-2}$	N_r	N_z
1	518.569	571.479	0	13.440	152.539	37	6
2	516.519	529.389	76.032	212.672	152.539	9	61
3	500.000	525.740	290.826	378.186	152.539	18	39
4	500.598	546.358	475.980	518.540	-152.539	32	19
5	501.906	613.446	578.094	658.734	152.539	78	36
6	934.628	970.378	550.224	659.984	-152.539	25	49

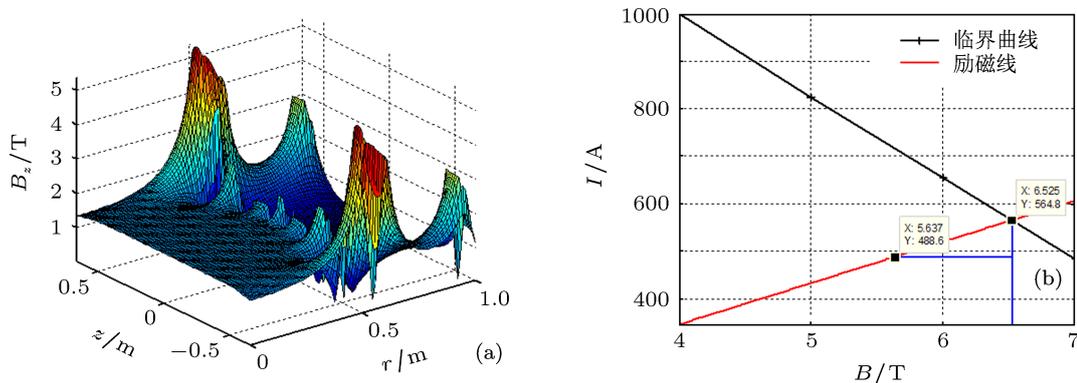


图4 (a) 空间磁场分布; (b) 线圈系统中电流安全裕度

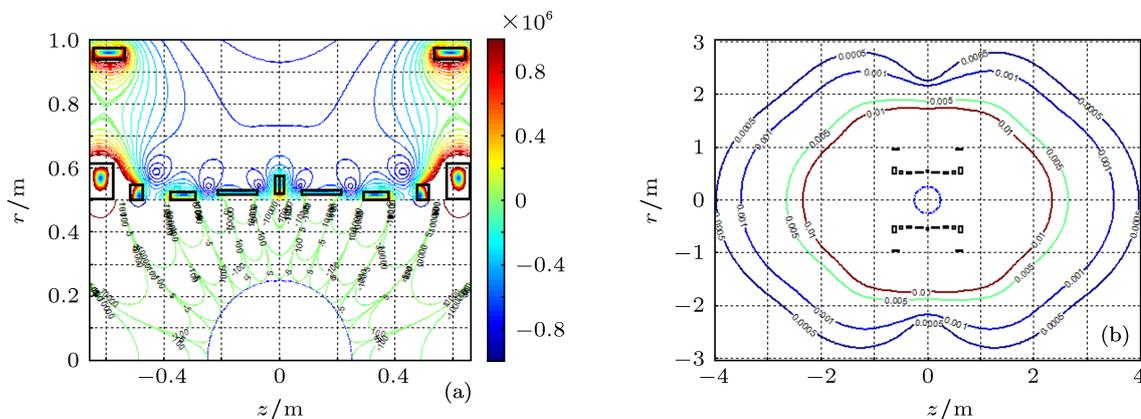


图5 (a) 空间磁场均匀度等高线分布图; (b) 漏磁场等高线分布图

根据线圈结构尺寸计算出空间磁场分布如图 4(a) 所示, 其中线圈中最高磁场出现在内层端部线圈中, 最高磁感应强度 B_{\max} 为 5.6366 T. 图 4(b) 为根据线圈系统的工作点 (I_{op}, B_{\max}) 得到的线圈励磁线和超导线的临界性能曲线图, 可计算出线圈系统的电流安全裕度为 86.51%. 图 5(a) 为线圈系统在空间中产生的磁场均匀度等高线分布, 其中 50 cm 球形成像区域磁场最大峰峰值不均匀度为 10 ppm, 图 5(b) 为线圈系统对外的漏磁场等高线分布, 由外至内分别为 5 Gs, 10 Gs, 50 Gs 和 100 Gs 等高线分布曲线, 5 Gs 线限制在 2.5 m×4.0 m 椭球范围内. 整个线圈系统总共需要 0.1537 m³ 超导线, 运行电流为 488.6119 A, 总安匝数为 5974.7 kA, 线圈最大环向电磁应力为 82.1886 MPa.

4 结论

本文提出一种结合线性规划和非线性优化的

混合优化算法, 该算法有效地结合了线性规划算法的高效性和非线性优化算法能够处理非线性约束方面的优势, 使得算法具有高效性和灵活性. 首先, 将欲布置线圈空间进行二维网格划分, 每个网格点视为理想通电圆环, 计算满足磁场约束条件下网格点处的电流分布图; 其次根据电流分布图, 将非零电流簇离散成螺线管线圈, 通过非线性优化算法计算每个螺线管线圈的具体尺寸, 最终设计出满足磁场、电流安全裕度、最高磁场等约束条件下所需超导线用量最少的设计方案. 文中给出一个 1.5 T 磁共振成像系统设计案例, 其线圈长度仅为 1.32 m, 可实现在 50 cm DSV 区域内磁场峰峰值不均匀度为 10 ppm. 通过该混合设计方法设计一套高均匀度磁场分布的磁体系统, 一般仅需 20 min 左右, 便于设计人员及时有效地介入程序的调试过程, 同时该算法可用来设计具有任意形状成像区域的短腔、自屏蔽超导磁共振成像系统.

-
- [1] Stuart Crozier, Doddrell D M 1997 *Journal of Magnetic Resonance* **127** 233
- [2] Shaw N R, Ansorge R E 2002 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **12** 733
- [3] Hao Xu, Conolly S M, Scott G C 2000 *IEEE Transactions on Magnetism* **36** 476
- [4] Morgan P N, Conolly S M, Albert Macovski 1999 *Magnetic Resonance in Medicine* **41** 1221
- [5] Wu W, He Y, Ma L Z, Huang W X, Xia J W 2009 *Chin. Phys. C* **34** 978
- [6] Wang Q L, Xu G X, Dai Y M, Zhao B Z, Yan L G, Kim K M 2009 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **19** 2289
- [7] Zhao H W, Stuart Crozier, Doddrell D M 2001 *Magnetic Resonance in Medicine* **45** 331
- [8] 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]

A hybrid optimization approach to design of compact self-shielded super conducting magnetic resonance imaging magnet system

Ni Zhi-Peng^{1)2)†} Wang Qiu-Liang¹⁾ Yan Lu-Guang¹⁾

1) (*Institute of Electrical Engineering, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China*)

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

(Received 20 June 2012; revised manuscript received 14 August 2012)

Abstract

A hybrid optimization approach with a combination of linear programming and nonlinear programming algorithm for designing a compact self-shielded magnetic resonance imaging (MRI) superconducting magnet system is presented. The designed coils possess advantages of low construction costs, simple coil structure and the maximum magnetic strength within coils, current margin and electromagnetic stress easy to control. Firstly, in the stage of linear programming optimization, the feasible rectangular region can be divided into two-dimensional meshes, and a current map is calculated for meeting the magnetic field constraints over the surfaces of DSV sphere and 5 gauss stray field ellipse; Secondly, the current map has many nonzero current clusters and each cluster can be discretized into a solenoid. A nonlinear programming algorithm is employed to optimize the positions of all solenoids for minimizing the total coil volume and meeting all constraints including magnetic field which is the same as linear programming stage, and maximum magnetic strength, current margin and the gap between neighborhood inner coils. A 1.5 T compact self-shielded MRI superconducting magnet system is studied, the total coil length is only 1.32 m and the peak-peak homogeneity over 50 cm DSV is 10 ppm. The design approach is flexible and efficient for designing symmetrical and asymmetrical horizontal MRI and also open bi-planar MRI system.

Keywords: self-shielded, MRI, hybrid optimization, numerical method

PACS: 07.55.Nk, 83.85.Fg, 52.65.Ww, 02.60.Pn

DOI: 10.7498/aps.62.020701

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