

开放式自屏蔽全身成像高场超导 MRI 磁体优化设计*

冯忠奎^{1)2)†} 胡格丽¹⁾²⁾ 许莹¹⁾²⁾ 朱光¹⁾²⁾ 周峰¹⁾²⁾ 戴银明²⁾ 王秋良²⁾

1) (中国科学院大学, 北京 100049)

2) (中国科学院电工研究所, 北京 100190)

(2013 年 4 月 15 日收到; 2013 年 8 月 19 日收到修改稿)

本文发展了开放式自屏蔽全身成像高场超导磁共振成像 (MRI) 磁体的优化设计方法, 使设计出来的磁体仅有 4 对超导线圈. 这种开放结构的超导 MRI 磁体优化设计方法集成了线性规划算法和遗传算法. 通过迭代线性规划算法可以在考虑成像区域 (DSV) 磁感应强度约束、磁场不均匀度约束、5 Gs 线范围约束、线圈区域最大磁场值约束和最大环向应力约束的条件下, 获得用线量最少的线圈初始形状和位置, 同时可以得到每个线圈的层数和每层匝数; 通过遗传算法可以提高 DSV 区域的磁场不均匀度, 以达到高质量成像的要求. 这种集成的优化设计方法既可以灵活有效的设计开放式 MRI 磁体, 也可以设计传统的圆柱形 MRI 磁体, 本文通过一个 1.2 T 的开放式 MRI 磁体的设计清楚的展示了这种优化方法.

关键词: 线性规划算法, 遗传算法, 自屏蔽, 开放式超导 MRI 磁体

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

DOI: 10.7498/aps.62.230701

1 引言

磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)^[1,2] 作为一种临床医学影像技术, 近 20 年来发展迅速, 已经成为临床影像诊断中不可缺少的现代化设备. 相对于 X 射线和 CT 等医学影像技术, MRI 对人体无电离辐射而且具有较高的成像质量. 主磁体作为磁共振成像系统的重要组成部分, 其作用是产生一个高度均匀的背景磁场. 传统的 MRI 主磁体采用空心圆柱式磁体结构, 检查孔幽闭狭长, 光线暗淡, 视野受限, 部分病人在检查过程中会出现幽闭症.

为了解决幽闭症现象, 改善检查的舒适程度, 主磁体设计主要向两个方向发展: 通过缩短磁体长度来增加磁体的开放性的短腔高场磁体; 采用 C 形或双柱形结构来增加磁体的开放性的完全开放式磁体^[3]. 完全开放式磁体结构从根本上使幽闭症现象得以避免, 同时也有利于开展介入式治疗^[4]. 由于开放式磁体多采用永磁体, 磁场强度一般在 0.4 T

以下, 高于此磁场强度, 就要采用超导磁体来实现. 磁场强度的提高可使 MRI 获得高的信噪比, 提高成像质量和成像速度.

已有的自屏蔽全身成像高场超导 MRI 磁体设计方法有很多, 根据搜索范围的不同, 之前的设计方法可以分为两类. 第一类是在广泛的空间内搜索种子线圈的全局最优解, 由于不需要初始值, 并且结果具有全局最优性, 因此被很多设计者采用^[5-12], 然而这种方法需要大量的计算资源. 另一类为局部搜索方法, 即预先指定内外层线圈的位置, 通过线性规划算法^[13-15] 或者正则化方法^[16] 得到路径上的电流分布, 在电流分布的峰值位置布置线圈, 这种方法计算速度较快, 其计算结果的优劣取决于初始路径的选择.

本文提出一种混合优化算法, 有效地集成了线性规划算法和遗传算法. 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, 通过线性规划算法计算满足约束条件下空间网格点处的电流分布图; 其次, 对电流分布图中非零电流簇的位置进行强制约束, 通过 3 次线性规划

* 国家重大科研装备研制项目 (批准号: ZDYZ2010-2) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: fengzk@mail.iee.ac.cn

把主要电流簇规整成矩形截面;最后,通过遗传算法优化规整后的4对线圈位置,提高DSV区域的磁场不均匀度,以达到高质量成像的要求.本文通过一个1.2 T的开放式MRI磁体的设计实例清楚地展示了这种优化设计方法.

2 优化方法

2.1 线性规划

本文选择Oxford Instruments公司的Wire-in-channel (WIC)^[17] 铌钛超导线设计开放式磁体,型号74-132-7816(Pb),带绝缘层的尺寸是2.25 mm × 3.49 mm,铜超比是22:1,5 T下的临界电流是675 A.本文设定线圈区域的最大磁场强度 B_{\max} 为5 T,运行电流为420 A,则安全裕度设计值是62.22%,平均电流密度 J_{av} 是5348.615 A/cm²;每个网格的尺寸是9 mm × 10.47 mm,相当于把12匝WIC线紧密排列,这里不考虑层间玻璃丝带厚度和匝间间隙,如图1所示.

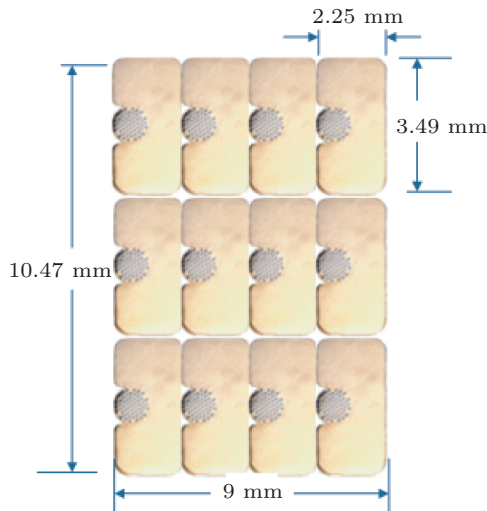


图1 单个网格尺寸

把线圈区域分为两部分,如图2所示.其中 Ω_1 区域由2000(20行 × 100列)个网格组成,区域内径和外径分别是10 cm和100 cm,下端面高度和上端面高度分别是30 cm和50.94 cm,该区域布置的线圈用来在DSV400内产生1.2 T的均匀磁场,因此只有该区域的电流密度均是正值,线圈的利用率才最高. Ω_1 内部黑色方框区域应该空出来放置梯度线圈和射频线圈,因此把该区域的电流密度设为零. Ω_2 区域由2000(50行 × 40列)个网格组成,区域内径和外径分别是90 cm和126 cm,下端面高度和上

端面高度分别是70 cm和122.35 cm,该区域布置的线圈用来屏蔽杂散场,目标是5 m圆弧上磁感应强度小于5 Gs(1 Gs = 10⁻⁴ T),因此只有该区域的电流密度均是负值,线圈的利用率才最高.线性规划的优化变量是4000个网格的电流密度 $J_{4000 \times 1}$.

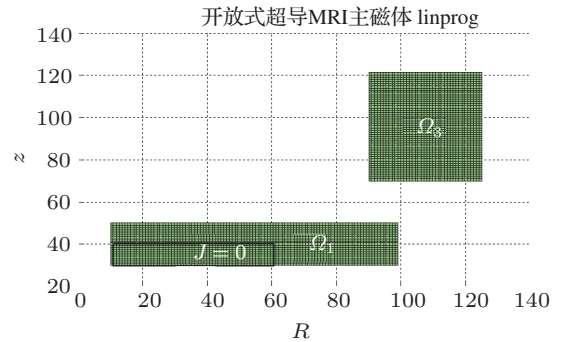


图2 网格划分

本文的线性规划相比文献[18],进行的改进有:1) 网格的剖分不是任意的,而是现有WIC超导线绕制尺寸的整数倍,这样经过规整后的层数和匝数就是最终设计方案,无需再做调整;2) 运行电流可以根据设计者对电流运行安全裕度的要求事先设定;3) 在使用线性规划确定初始解(线圈初始形状)的过程中,增加了电磁力的限制条件,小于200 MPa,可以确保设计方案满足电磁力的要求;4) 提出采用多次线性规划方法减少网格电流规整成矩形截面线圈过程中的误差;5) 用遗传算法代替非线性规划算法对线圈形状进行规整.

$$\begin{aligned}
 |A \cdot J - \Delta B| &\leq B_0, \\
 |B \cdot J| &\leq B_{zs} m, \\
 |C_1 \cdot J| &\leq B_{\max 1}, \\
 |C_2 \cdot J| &\leq B_{\max 2}, \\
 |J_{\text{av}} \times C_1 \cdot R| &\leq F_{\max}, \\
 0 \leq J &\leq J_{\text{av}}, \quad J_i \in \Omega_1, \\
 -J_{\text{av}} \leq J &\leq 0, \quad J_i \in \Omega_2,
 \end{aligned} \tag{1}$$

其中第一个约束条件是限制DSV区域磁场不均匀度,磁场贡献矩阵 $A_{50 \times 4000}$ 表示4000个网格分别通单位电流密度(1 A/cm²)时,在DSV400圆弧上50个采样点产生的Z向磁感应强度 B_z , ΔB 表示磁场偏差,设为0.2 Gs, B_0 是DSV区域中心场磁场强度,设为12000 Gs;第二个约束条件是限制杂散场分布,贡献矩阵 $B_{50 \times 4000}$ 表示4000个网格分别通单位电流密度时,在5 m圆弧上50个采样点

产生的磁感应强度 B_{mod} , B_{z_s} 表示杂散场杂散场强度, 设为 5 Gs; 第三和第四个约束条件均限制线圈区域最大磁场, 贡献矩阵 $C_{1,50 \times 4000}$ 表示 4000 个网格分别通单位电流密度时, 在线 L_1 ($Z = 31$ cm, $R_1 = 60$ cm, $R_2 = 100$ cm) 上 50 个采样点产生的磁感应强度 B_{mod} , $C_{2,50 \times 4000}$ 表示在线 L_2 ($Z = 40$ cm, $R_1 = 10$ cm, $R_2 = 100$ cm) 上 50 个采样点产生的磁感应强度 B_{mod} , $B_{\text{max}1}$ 和 $B_{\text{max}2}$ 均设为 50000 Gs; 第五个约束条件限制的是网格电流环的电磁力, $R_{4000 \times 1}$ 表示 4000 个网格中心点的半径, F_{max} 表示电磁力上限 200 MPa; 第六和第七个约束条件指定网格电流密度的上下限. 所有贡献矩阵是通过 MATLAB 调用 OPERA_3D^[19] 的 Post-Processor 求得的, 花费约 17 min 求出 80 万个点的磁场值, 计算速度非常快.

目标函数是存在电流密度的网格环的总体积最小:

$$V = 1.407 \sum_{i=1}^{4000} (r_{i+1}r_{i+1} - r_i r_i) |J_i|, \quad (2)$$

r_i 和 r_{i+1} 分别表示第 i 个网格点的内径和外径.

采用 MATLAB 自带的线性规划算法 linprog^[20], 经过 67 步的迭代运算之后, 程序收敛, 得到的各个网格点的电流密度如图 3 所示. 此时, DSV400 的磁场不均匀度是 33.3333 ppm, 5 m 圆弧上最大和最小磁场值分别是 5.0000 Gs 和 -5.0000 Gs, 线 L_1 上的最大磁场值是 45557 Gs, 线 L_2 上最大磁场值是 32763 Gs, 满足约束条件.

把图 3 中的主线圈手动规整为一个规则的矩形截面, 即把 Ω_1 区域第 1 行至第 8 行, 第 71 列至第 100 列的网格电流密度指定为 J_{av} , 其他条件不变, 进行第二次线性规划, 电流密度分布如图 4 所示. 此时, DSV400 的磁场不均匀度是 33.3333 ppm, 5 m 圆弧上最大和最小磁场值分别是 5.0000 Gs 和 -2.9284 Gs, 线 L_1 上的最大磁场值是 45921 Gs, 线 L_2 上最大磁场值是 30817 Gs, 满足约束条件.

把图 4 中的匀场线圈手动规整为一个规则的矩形截面, 即把 Ω_1 区域第 11 行至第 12 行, 第 21 列至第 27 列的网格电流密度指定为 J_{av} , 其他条件不变, 进行第三次线性规划, 电流密度分布如图 5 所示, 与图 4 相比网格电流的分布基本没变, 这是因为图 4 中的匀场线圈的形状已经近似矩形截面. 此时, DSV400 的磁场不均匀度是 33.3333 ppm, 5 m 圆弧上最大和最小磁场值分别是 5.0000 Gs 和

-2.942 Gs, 线 L_1 上的最大磁场值是 45921 Gs, 线 L_2 上最大磁场值是 30817 Gs, 满足约束条件.

把图 5 中的屏蔽线圈手动规整为一个规则的矩形截面, 即把 Ω_2 区域第 10 至第 36 行, 第 37 列至第 40 列的网格电流密度指定为 $-J_{\text{av}}$, 其他条件不变, 进行第四次线性规划, 电流密度分布如图 6 所示, 可见所有线圈的形状已经非常工整. 此时, DSV400 的磁场不均匀度是 33.3333 ppm, 5 m 圆弧上最大和最小磁场值分别是 5.0000 Gs 和 -2.4819 Gs, 线 L_1 上的最大磁场值是 45943 Gs, 线 L_2 上最大磁场值是 30846 Gs, 满足约束条件.

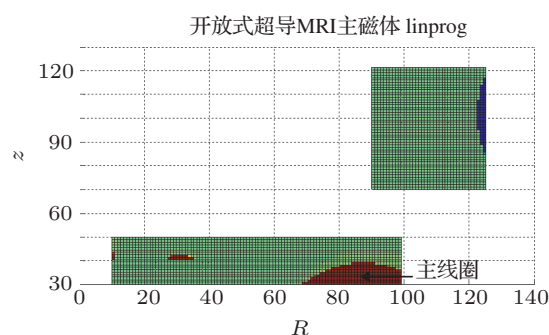


图 3 二维网格的平面视图

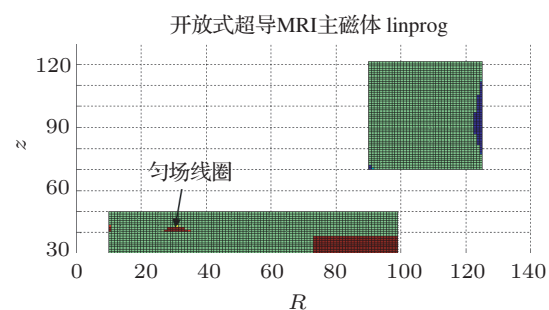


图 4 第二次线性规划结果

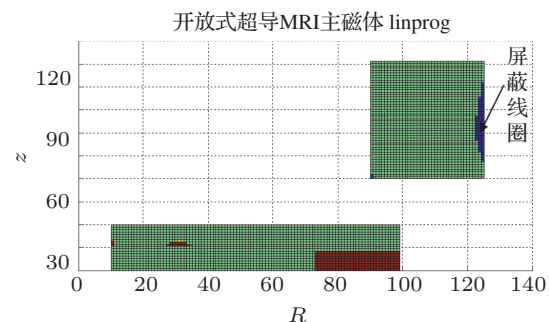


图 5 第三次线性规划结果

2.2 遗传算法

根据图 6, 可以得到 4 对线圈的近似初始参数, 如表 1 所示.

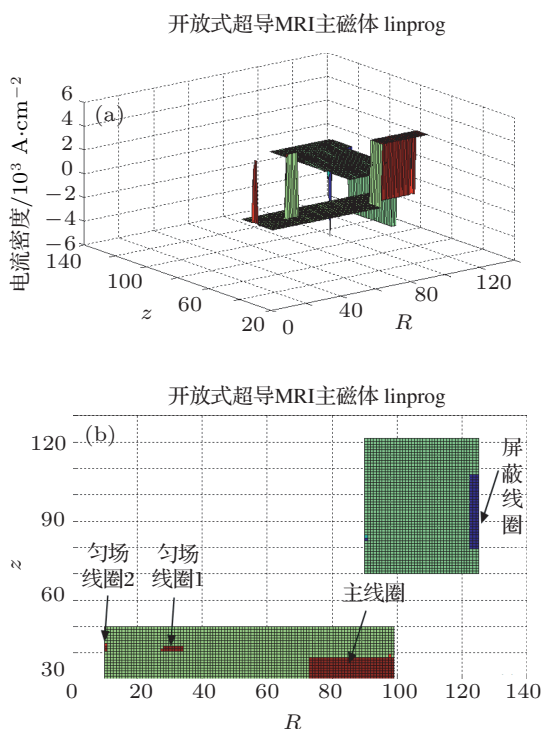


图6 第四次线性规划结果 (a) 二维网格的立体视图; (b) 二维网格的平面视图

表1 线圈初始参数

线圈名称	下端面/cm	上端面/cm	内径/cm	外径/cm	电流密度 $I/(A/cm^2)$
主线圈	30	38.376	73.9	100	5348.61509
匀场线圈1	40.47	42.564	28.45	34.3	5348.61509
匀场线圈2	40.47	43.611	10	10.9	5348.61509
屏蔽线圈	80.47	107.692	123.3	126	-5348.61509

采用 OPERA_3D 求得 DSV400 和 5 m 圆弧上采样点的磁场值, 如图 7 和图 8 所示. DSV400 上采样点最大磁场值 $B_{z,max}$ 是 12217.16 Gs, 最小值 $B_{z,min}$ 是 12185.80 Gs, 磁场不均匀度是 2612.74 ppm, 不满足成像要求, 需要通过遗传算法进行优化; 5 m 圆弧上采样点最大磁场值是 23.17 Gs, 最小值是 18.92 Gs.

采用遗传算法^[21]优化 DSV 磁场不均匀度, 优化变量是 4 个线圈的内径和下端面高度, 即 8 个变量, 上下限分别是 ± 1 cm, 目标函数 $f = \text{abs}(B_{z,max} - 12000) + \text{abs}(B_{z,min} - 12000)$, 样本数是 500, 迭代代数是 40 步, 经过 15.21 h 的运算, 得到的结果如图 9 所示, DSV 采样点磁场最大值是 12000.1305 Gs, 最小值是 11998.7162 Gs, 磁场不均匀度是 117.86 ppm, 不满足成像要求.

因此, 还需要在第一次遗传算法基础上进行第二次遗传算法, 变量上下限分别是 ± 0.5 cm, 目标函

数 $f = (B_{z,max} - B_{z,min})/12000 \times 10^6$, 样本数是 800, 迭代代数是 32 步, 经过 19.74 h 的运算, 磁场不均匀度降低到 26.0487 ppm, 如图 10 所示.

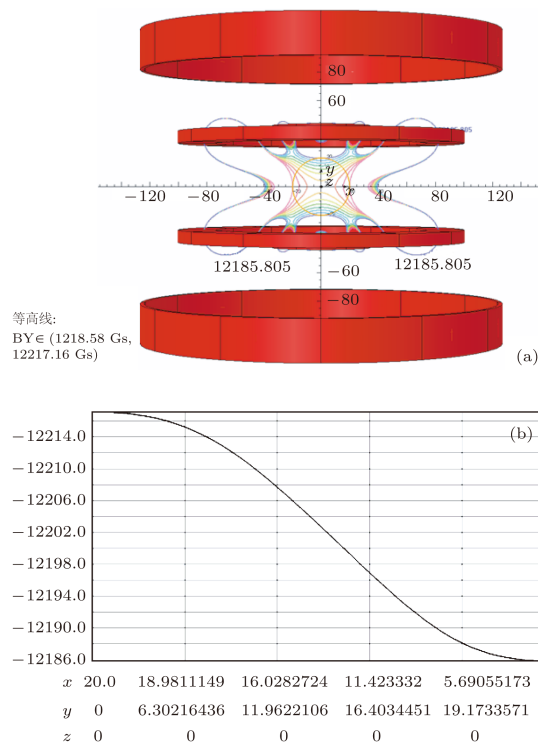


图7 初始结构 DSV400 上 50 个采样点磁场值 B_z (a) 初始结构及采样点所在弧线段; (b) 采样点坐标和磁场值

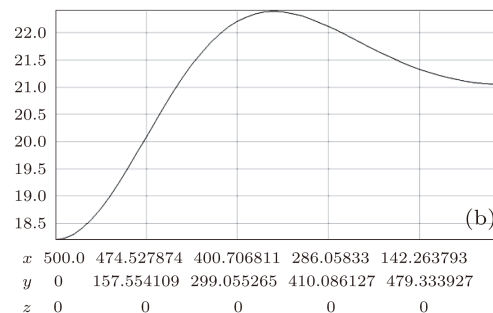
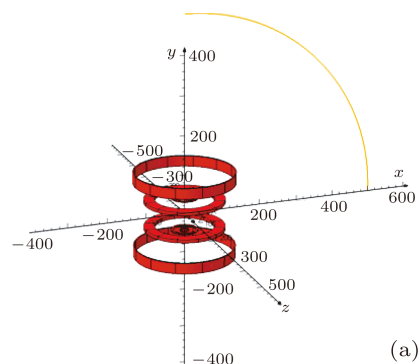


图8 初始结构 5 m 圆弧上 50 个采样点磁场值 B_{mod} (a) 初始结构及采样点所在弧线段; (b) 采样点坐标和磁场值

优化之后的线圈参数如表 2 所示, 超导线的用

量是 0.182 m^3 , 层数和每层的匝数是在把网格点电流簇规整成矩形截面线圈的时候确定的, 在优化过程中不变。

DSV400 上采样点最大磁场值 $B_{z\max}$ 是 12001.1299 Gs , 最小值 $B_{z\min}$ 是 12000.8317 Gs , 如图 11 所示, 满足成像要求, $B_{z\min}$ 到 $B_{z\max}$ 等高线分

布如图 12 所示, 磁场不均匀度相比图 7(a) 有明显改善; 5 m 圆弧上采样点最大磁场值是 23.17 Gs , 最小值是 18.92 Gs , 由于优化过程中未限制杂散场分布, 所以相比优化之前杂散场并未改善, 5 m 处仍大于 5 Gs , 实际 5 Gs 线如图 13 所示, 径向在 7.5 m 处, 轴向在 8.5 m 处。

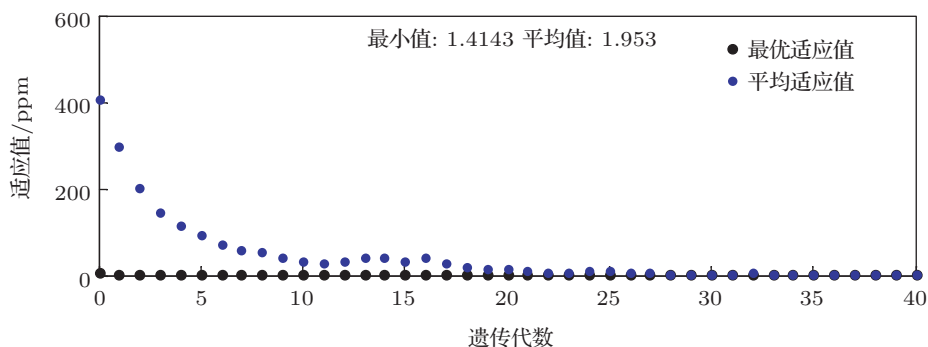


图9 第一次遗传算法收敛过程

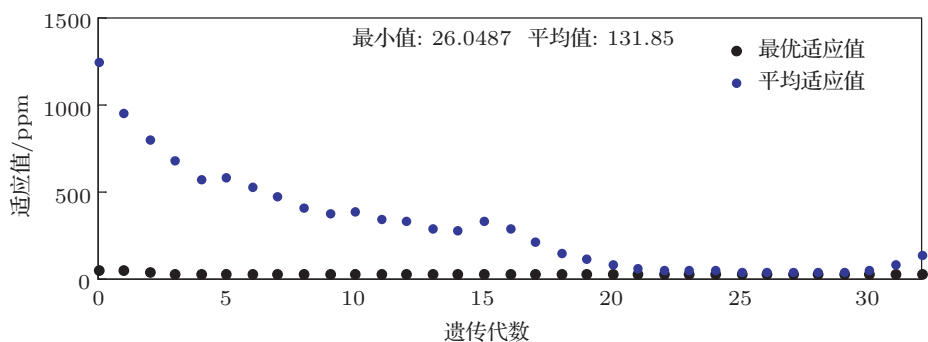


图10 第二次遗传算法收敛过程

表2 线圈优化后参数

线圈名称	下端面/cm	上端面/cm	内径/cm	外径/cm	层数	每层匝数
主线圈	30.70491	39.08091	75.18642	101.2864	284	24
匀场线圈 1	40.46223	42.55623	28.22065	34.07065	24	6
匀场线圈 2	41.17733	44.31833	10.21686	11.11686	4	9
屏蔽线圈	81.76698	108.989	124.9246	127.6246	12	104

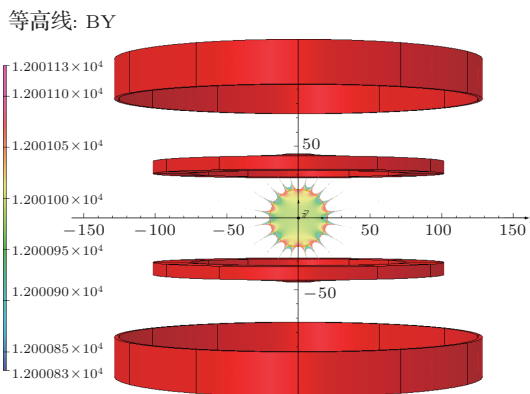


图11 线圈最终结构及DSV400 磁场分布

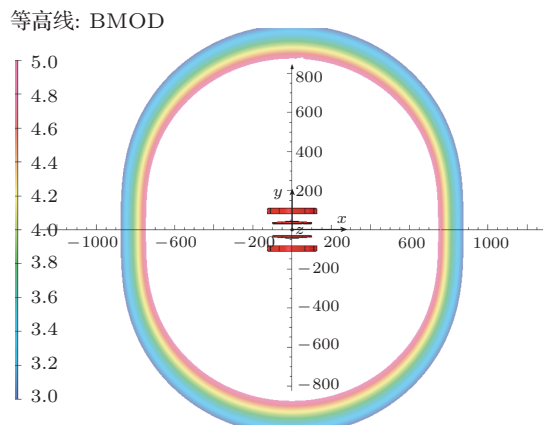


图12 实际 5 Gs 线

3 结论

本文研究了开放式全超导 MRI 磁体优化设计方法,对电工所应用超导实验室提出的全局优化算法进行了改进,但本章的设计方法仍有不完善的地方,例如匀场线圈 1 和匀场线圈 2 在遗传算法优化过程中未增加相对尺寸约束,导致径向并未完全错开,不便于加工一体化骨架;其次本章 1.2 T 开放式

MRI 磁体优化结果的 5 Gs 线范围偏大,应该在使用遗传算法优化 DSV 不均匀度之前,采用 Isight 调用 ANSYS 在保证磁场不均匀度不恶化的前提下约束杂散场范围,叙述 Isight 调用 ANSYS 的过程需要较长篇幅,读者可自行阅读参考文献 [22];最后主线圈的径向厚度为 26.1 cm,不利于绕制和传导冷却,可以通过提高电流密度,降低主线圈尺寸,或者把主线圈分割成两个线圈。

-
- [1] Liu W T, Zu D L, Tang X 2010 *Chin. Phys. B* **19** 018701
- [2] Zu D L, Guo H, Song X Y, Bao S L 2002 *Chin. Phys.* **11** 1008
- [3] Yuri Lvovsky, Peter Jarvis 2005 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **15** 1317
- [4] Cosmus T C, Parizh M 2011 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **21** 2104
- [5] Xu H, Conolly S M, Scott G C 2000 *IEEE Transactions on Magnetics* **36** 476
- [6] Shaw N R, Ansorg R E 2002 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **12** 733
- [7] Crozier S, Zhao H, Doddrell M 2002 *Concepts in Magnetic Resonance* **15B** 208
- [8] Cheng, Y C N, Eagan T P, Brown R W 2003 *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* **16** 57
- [9] Vegh V, Tieng Q M, Brereton I M 2009 *Concepts in Magnetic Resonance* **35B** 180
- [10] Tieng Q M, Vegh V, Brereton I M 2009 *Journal of Magnetic Resonance* **196** 1
- [11] Crozier S, Doddrell D M 1997 *Journal of Magnetic Resonance* **127** 233
- [12] Zhao H, Crozier S, Doddrell D M 2001 *Magnetic Resonance in Medicine* **45** 331
- [13] Wang C, Wang Q, Zhang Q 2010 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **20** 706
- [14] Wang Q, Xu G, Dai Y 2009 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **19** 2289
- [15] Kalafala A K 1990 *IEEE Transactions on Magnetics* **26** 1181
- [16] Ni Z P, Hu G, Li L K 2013 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **23** 4401104
- [17] Berriaud C, Bermond S, Dechambre T 2012 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **22** 6001104
- [18] Ni Z Z, Wang Q L, Yan L G 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 020701 [倪志鹏, 王秋良, 严陆光 2013 物理学报 **62** 020701]
- [19] Tony Tadic, B Gino Fallone 2012 *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* **22** 4400107
- [20] Zhang G Q, Du X J, Zhao L, Ning P F, Yao W C, Zhu Z A 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 228701 [张国庆, 杜晓纪, 赵玲, 宁飞鹏, 姚卫超, 朱自安 2012 物理学报 **61** 228701]
- [21] Zhang H J, Zong J, Li Q F 2006 *Chinese Journal of Low Temperature Physics* **28** 258 [张宏杰, 宗军, 励庆孚 2006 低温物理学报 **28** 258]
- [22] Zhang Q S 2012 *Master Dissertation* (Guangdong: South China University of Technology) (in Chinese) [张庆山 2012 硕士学位论文 (广东: 华南理工大学)]

Optimization in design of actively shielded whole-body open high-field superconducting MRI magnet*

Feng Zhong-Kui^{1)2)†} Hu Ge-Li¹⁾²⁾ Xu Ying¹⁾²⁾ Zhu Guang¹⁾²⁾
Zhou Feng¹⁾²⁾ Dai Yin-Ming²⁾ Wang Qiu-Liang²⁾

1) (University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

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

(Received 15 April 2013; revised manuscript received 19 August 2013)

Abstract

We propose an optimization design method for actively shielded whole-body open high-field superconducting MRI magnet which accordingly has been simplified to contain only four pairs of superconducting coils. The new design method of open structure superconducting MRI magnet integrates the linear programming algorithm and the genetic algorithm optimization. Through several times of linear programming, and by taking into account the magnetic field, inhomogeneity in DSV, the scope of 5-Gauss fringe field, maximum hoop stress and maximum magnetic field, we can, with the least consumption of lines, get the coils' initial position and shape, the number of layers of each coil and the number of turns of each layer. And the genetic algorithm was then employed to improve the magnetic field inhomogeneity in DSV to meet the requirements of high-quality imaging. This integrated optimization design method is flexible and effective for designing both open MRI magnet and traditional cylindrical MRI magnet. This paper also illustrates the method for a 1.2 T open MRI magnet optimization design.

Keywords: linear programming algorithm, genetic algorithm, actively shielded, open superconducting MRI magnet

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

DOI: 10.7498/aps.62.230701

* Project supported by the National Major Scientific Equipment R&D of China (Grant No. ZDYZ2010-2).

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