

14 T MRI 大口径全身自屏蔽超导磁体的一种优化设计方法

吴凯宏^{1,2}, 武玉^{1†}, 张雍良^{1,2}

1. 中国科学院, 合肥物质科学研究院, 等离子体物理研究所, 合肥 230031;

2. 中国科学技术大学, 合肥 230026

收稿日期: 2018-09-24; 接收日期: 2019-01-20

【摘要】 磁共振成像(MRI)的磁体设计首先是确保中心成像区的场值和均匀性, 二是尽可能减少场值耗散的距离即漏磁 5Gs 线. 基于此本文提出了一种线性与非线性规划联合优化的方法. 首先将导体作为基本单元, 在预布置线圈的空间范围内构建二维连续导体网格. 通过线性规划搜索满足磁场约束条件的网格电流分布图. 再将存在电流的网格离散为一个矩形线圈区域, 在保证场值均匀性、杂散场 5 Gs 线范围以及线圈位置间隔、导体超导线安全裕度的前提下利用非线性规划, 具体确定各个线圈的轴向和径向位置、线圈内导体层数和各层匝数以及通电流大小等. 采用这种联合优化方法, 不仅节省优化时间, 还可以自行设计线圈形状有利于工程实现. 文中由此方法给出了 14 T MRI 磁体的一种设计方案, 依靠 4 组线圈使得 45 cm 中心球形成像内不均匀度降低到 5 ppm, 而高场耗散的 5 Gs 线通过磁体自屏蔽减小到 15 m 以内. 满足了设计的要求.

关键词: MRI; 线性规划; 非线性规划; 优化

PACS: 02. 60. Pn, 07. 55Nk, 83. 85. Fg, 52. 65Ww

DOI: 10. 13380/j. ltpl. 2019. 02. 005

An Optimal Design Method for 14 T MRI Full-body Self-shielding Superconducting Magnets

WU Kaihong^{1,2}, WU Yu¹, ZHANG Yongliang^{1,2}

1. *Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei, 230031;*

2. *University of Science and Technology of China, Hefei, 230026*

Received date: 2018-09-24; accepted date: 2019-01-20

【Abstract】 Magnetic design of magnetic resonance imaging (MRI) is firstly to ensure the field value and uniformity of the central imaging area, and secondly to minimize the field value dissipation distance, namely magnetic leakage 5 Gs line. Based on this, a joint optimization method of linear and nonlinear programming is proposed. Firstly, the conductor is used as the basic unit to construct a two-dimensional continuous conductor grid within the space range of the prearranged coil. The grid current distribution diagram satisfying the constraint condition of magnetic field is searched by linear programming. Then discrete grid with current will be adjusted to a rectangular coil area, in guarantee the uniformity of the field value, scope of stray field line 5 Gs and coil position interval, the superconducting wire safety margin by using nonlinear programming, specific each coil structure and position parameters. By using this joint optimization method, not only the optimization time can be saved, but also the coil

[†] Wu_Yu@ipp. ac. cn

shape can be designed by special need, which is beneficial to engineering realization. In this paper, a design scheme of 14 T MRI magnet is presented, which reduces the inhomogeneity in the spherical image at the center of 45 cm to 5 ppm by 4 coils, while the high-field dissipation line of 5 Gs decreases to less than 15 m through the magnetic self-shielding effect. Finally It meets the design requirements.

Keywords: MRI; linear programming; nonlinear programming; Optimization

PACS: 7460,7490,0290

DOI: 10.13380/j.ltpl.2019.02.005

Reference method: WU Kaihong, WU Yu, ZHANG Yongliang, Low. Temp. Phys. Lett. **41**,0111 (2019)

1 引言

作为医疗行业的重要产品,磁共振成像(MRI)以其无创无损、无放射危害、高效诊断等优点成为临床影像诊断及生物医学研究的主流发展方向之一,近年来得到广泛的应用.其主要优势在于随着磁场的提升,成像的分辨率成倍数增加,可以设想如电镜观测切片一样在极细微的尺度实时对许多活的分子和细胞进行跟踪,从而以完全不同的方式为解答生物体遗传及精神疾病提供了可能.开展 14 T 大口径全人体 MRI 项目研究就是想要寻找在十几特斯拉的高场下是否有可能获得人体医学影像方面某些整体性的不一样的结果,从而把高场 MRI 作为未来探测工具的一种发展方向,揭示人脑功能和神经网络,解码人体智能之谜^[1],随着人工智能的兴起,更多高场 MRI 将会逐渐进入人们视野.目前全人体用的超导 MRI 系统已经达到 11.7 T,由欧洲 CEA 研制并于近期调试运行^[2-5].科学院于 2017 年 6 月成立的“B 类先导科技专项培育项目”,其中一部分任务也是针对高场(14 T)磁共振 MRI 技术进行预研^[6].

高场下的 MRI 由于场值耗散距离增大,为实际应用必须配置反向电流的主动屏蔽磁体,这样就增加了低温装置的复杂度,同时对中心场值及均匀性也存在一定影响.一般情况下为达到中心 14 T 场值,主磁体自场要达到 15~16 T,才能抵消屏蔽磁体的影响.同时均匀性的调节也需要对磁体系统整体进行优化处理.为此本文采用线性规划和非线性规划联合优化的方法,首先在线圈可能存在的区域设置导体网格源点,施加单位电流载荷,求得对中心成像区(DSV)内以及外周杂散区取样点的磁场值,

作为线性规划时电流和磁场的关系矩阵.线性规划一般有两种处理方式,一是可以将导体源点区分成有和无电流两个区域,将有电流的区域分离出规则矩形线圈区,从而获得线圈区的初始位置和结构数据代入到非线性规划中^[7-8].王秋良等给出了另一种相反的处理^[9-10],以线性规划的结果整合成不同取样点的电流数据,将数据曲线中存在电流极值的地方根据实际导线尺寸和运载能力离散成线圈区域,这适合处理多层以线密绕的 MRI 磁体结构.考虑到本文采用以 Rutherford 电缆构成的复合导体作为构成线圈的基元,具有一定的尺寸,而且需要绕制双并,层与层相互联系,采用第一种线性规划的处理更合适.同时由于采用以最小化体积为目标函数的规划,使得优化出的结构有趋中效应,有效降低磁体线圈的轴向长度,最终优化出的线圈长度仅为 3.5 m,比 CEA 设计的主磁体短 0.5 m 左右.大大有利于避免长腔诊断对人心理产生的幽闭影响.

之后由非线性规划接收分离后的线圈的结构和尺寸数据,在场值均匀性、5 Gs 线范围以及线圈位置间隔、导体超导线安全裕度等的非线性约束条件下优化得到最终满足目标的结果.其实非线性规划也可以用基因算法、模拟退火以及粒子群算法来替代^[11-14].所有这些方法都是基于源点到场点的场值积分运算,只是对于优化方向标准的取舍有所不同.

2 线性规划

涉及到的磁体主要有如下图 1(a)所示,本文主要针对主磁体和屏蔽磁体的结构和位置进行优化,匀场系统和补偿线圈的设置是针对更高均匀度要求以及工程实现下发生均匀度偏差时作用.

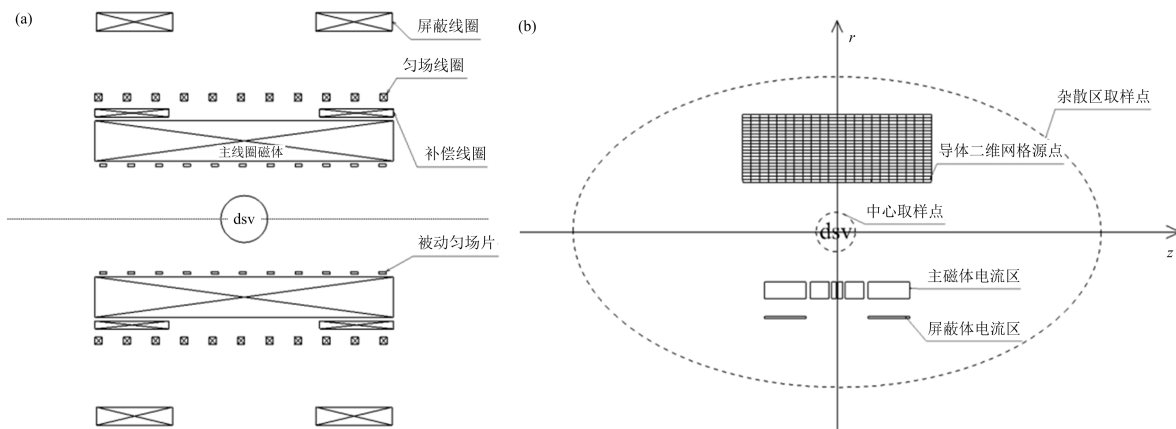


图 1 (a)磁体系统的三种磁体类型分布. (b)磁体源点和目标取样点分布

图 1(b)中首先要求出导体二维网格源点的电流对中心取样点和杂散区取样点磁场的关系矩阵:

$$B_{ij} = b_{ij} I_j$$

其中 i 代表目标取样点编号, j 代表导体源点编号.

如果 I_j 取单位电流,则得到的 B_{ij} 就等于 b_{ij} ,这样通过单位电流的导体磁场就建立了对应中心取样点和杂散区取样点的关系矩阵.分别为 A_{mk}, B_{nk}, C_{nk} :

$$\begin{aligned} B_{z\text{dsv}} &= A_{mk} \cdot I \\ B_{z\text{stray}} &= B_{nk} \cdot I \\ B_{r\text{stray}} &= C_{nk} \cdot I \end{aligned}$$

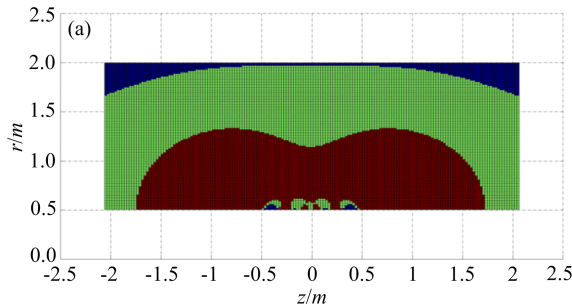
$B_{z\text{dsv}}$ 是 DSV 内的轴向磁场, $B_{z\text{stray}}$ 和 $B_{r\text{stray}}$ 分别是轴向和径向的杂散场.由此构建线性规划,其中 F 作为目标函数描述优化的方向是使得所用超导线的体积最小.

$$\text{Min } F = \frac{2\pi}{J} \sum_{i=1}^k r_i |I_i|$$

表 1 线性规划参数设置

B_0/T	$\epsilon \times 1e^6 / \text{ppm}$	k	m	n	$B_{r\text{stray}}/T$	$B_{z\text{stray}}/T$	I_{max}/A
14	1	18530	50	50	3.00E-04	4.00E-04	8000

线性规划后的电流区域如下图 2(a)所示,由于存在电流的区域是不规则的,红色代表正电流主磁体区域,蓝色是负电流屏蔽磁体区域,但大部分为绿色不存在电流的区域.需要对正负电流区域手动调为矩形^[15].每次进行矩形化时,线性规划的关系矩阵参数都要相应调整,同时考虑到屏蔽体 z 向边缘不能超过



其中,

$$\begin{aligned} A_{mk} I &\leq B_0(1 + \epsilon) \\ -A_{mk} I &\leq -B_0(1 - \epsilon) \\ |B_{nk} I| &\leq B_{z\text{stray}} \\ |C_{nk} I| &\leq B_{r\text{stray}} \\ |I| &\leq I_{\text{max}} \end{aligned}$$

其中 r_i 是第 i 匝导体的半径, I 代表导体电流矩阵, k 是导体网格数, m 是中心取样点个数, n 是杂散区取样点个数. B_0 是设定的目标磁场, ϵ 是设定的不均匀度, I_{max} 是导体最大电流限制.线性规划的相关参数设置如表 1.

主磁体 z 向最大长度以便于工程安装固定,对主磁体和屏蔽体的位置和尺寸稍作调整如图 2(b)所示,得到不均匀度为 364 ppm,外周杂散场 17 Gs.线性规划的主要目的就是为之后的优化提供初值,而之后非线性优化的结果好坏依赖于初值的作用,初值距离最优解越近,优化收敛的速度就越快.

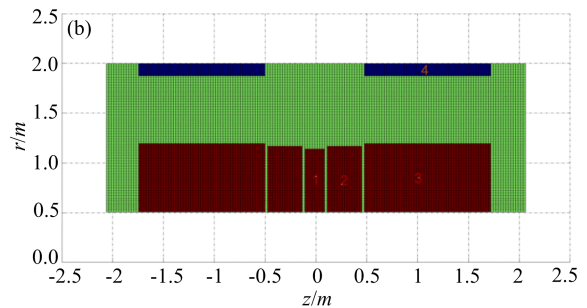


图 2 线性规划线圈矩形化区域. (a)调整前(b)调整后

3 非线性规划

由于对线性规划的区域矩形化后,均匀度和杂散场均不满足要求,需要详细对线性规划后的线圈矩形区的位置和尺寸(如下表 2)进行优化.非线性优化的主要目标是:45 cm 均匀度降低到 10 ppm 以下,同时保证 15 m 的外周半径范围下磁场小于 5 Gs.基于此构建的非线性规划的框架如下:

$\text{Min } F = (\max(B_{z\text{dsv}}) - \min(B_{z\text{dsv}})) \cdot 1e^6 / B_0$
其中,

$$\begin{aligned} \sqrt{B_{z\text{stray}}^2 + B_{r\text{stray}}^2} - B_{\text{shield}} &< 0 \\ r_{\text{min}}(i) &\leq r_{\text{inner}}(i) \leq r_{\text{min}}(i) + dr(i), i = 1, 2, 3, 4 \end{aligned}$$

$$r_{\text{outer}}(i) = r_{\text{inner}}(i) + Nr(i) \cdot tw, \quad i = 1, 2, 3, 4$$

$$z_{\text{right}}(i-1) \leq z_{\text{left}}(i), \quad i = 2, 3$$

$$z_{\text{right}}(i) = z_{\text{left}}(i) + Nz(i) \cdot mw, \quad i = 1, 2, 3, 4$$

$$0 \leq z_{\text{left}}(1)$$

$$z_{\text{right}}(4) \leq z_{\text{right}}(3)$$

$$I_{\text{op}} / I_C(B_{\text{max}}) \leq \eta$$

其中目标函数 F 为球形采样点的不均匀度,表征优化的最终结果是在满足各种约束下得到一个最优场区均匀度值. i 取值由图 2(b)中的矩形区标度决定,由于线圈是对称结构所以各参数只取右半部就能代表所有数据点, i 为 1 的线圈只有 z 大于等于零的部分. B_{shield} 是外周杂散场的合场强限制, r_{inner} 与

r_{outer} 是线圈各自的内外径,而 z_{left} 和 z_{right} 是线圈轴向的左右端位置. r_{min} 是各线圈的径向最小尺寸限制, dr 是允许径向调整变化量, Nr 是各线圈在径向上的导体层数, tw 是导体径向上的宽度, Nz 是导体在轴向上的匝数, nw 是导体轴向上的长度. 确保屏蔽体轴向边缘不超过主磁体区域边界,同时由于

采用同一电流源供电,屏蔽体和主磁体通相同电流,其超导线运行电流 I_{op} 需要满足一定的安全性裕度 η , B_{max} 是线圈所在区域的最大磁场值,其值关系到超导线的临界电流 I_c . 非线性规划的参数设置如下表 3 所示.

表 2 线性规划后线圈的初始参数

线圈编号	r_{inner}/m	r_{outer}/m	z_{left}/m	z_{right}/m	$J/MA \cdot m^{-2}$	Nr	Nz
1	0.5	1.1348	0	0.0976	20.78878593	46	4
2	0.5	1.1624	0.122	0.4636	20.78878593	48	14
3	0.5	1.19	0.488	1.7324	20.78878593	50	51
4	1.8662	2.0042	0.488	1.7324	-20.78878593	10	51

表 3 非线性规划的参数设置

线圈编号	r_{min}/m	dr/m	tw/m	nw/m	η	B_{shield}/T	B_{max}/T
1	0.5	0.03	0.0138	0.0244	0.75	5.00E-04	14.5
2	0.5	0.03	0.0138	0.0244	0.75	5.00E-04	14.5
3	0.5	0.03	0.0138	0.0244	0.75	5.00E-04	14.5
4	1.85	0.35	0.0138	0.0244	0.75	5.00E-04	14.5

表 4 非线性规划后线圈的最终参数

线圈编号	r_{inner}/m	r_{outer}/m	z_{left}/m	z_{right}/m	$J/MA \cdot m^{-2}$	Nr	Nz
1	0.5208	1.1556	0.0016	0.0992	21.60370634	46	4
2	0.5205	1.1829	0.1081	0.4497	21.60370634	48	14
3	0.4939	1.1839	0.4786	1.723	21.60370634	50	51
4	2.1564	2.2944	0.3482	1.5926	-21.60370634	10	51

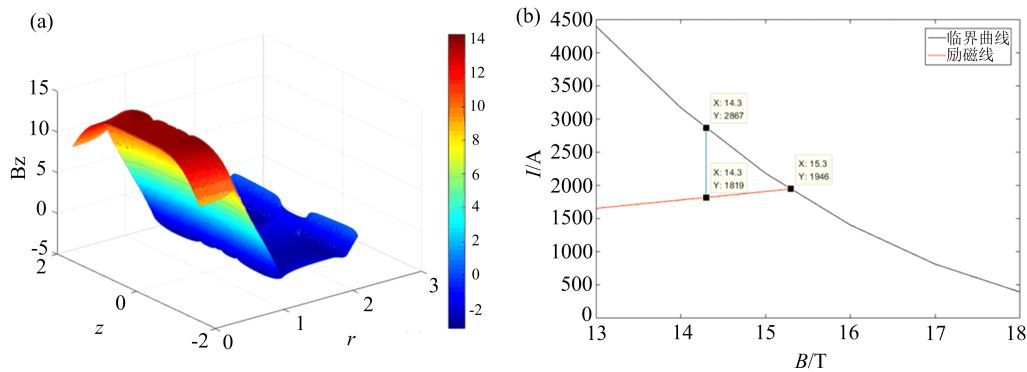


图 3 (a)空间磁场云图.(b)线圈电流安全裕度

通过调用 matlab 中的 $fmincon$ 函数,最终得到线圈的结构和位置参数如表 4 所示,画出的线圈

范围内的磁场网格与超导线裕度图 3. 可以看到极值场出现在主磁体两边缘线圈内侧为 14.3 T 左右,

对应的运行电流 I_{op} 为 1819 A,而此时在相同磁场下的 I_c 为 2867 A,对应两者的比值 0.63 小于设定的安全裕度 0.75,满足设计的要求.

通过验证由中心 45 cm 球形区的磁场等高线图

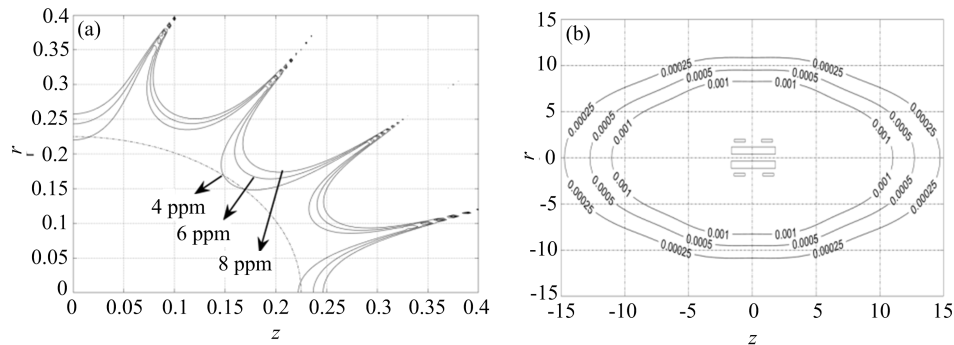


图 4 (a)中心磁场均匀度等高线分布. (b)外周杂散场等高线分布

4 结 论

本文针对 14T MRI 超导磁体设计应用线性和非线性规划联合优化的方法,使得最终 45 cm 中心球形成像内不均匀度到 5 ppm,而杂散场也减小到 15 m 以内,满足了设计的目标.但同时也发现这种规划方法虽然可以有效处理多因素影响的寻优问题,但得到的最优值并不清楚是否是全局最优,考虑

3(a),可以看到优化后中心的不均匀度降到 5 ppm.同时由外周杂散场等高线图 3(b)看到 5 Gs 线在轴向最大长度为 13 m,而在径向小于 10 m.满足了对于均匀度和漏磁场的要求.

用一种全局优化的方法如基因算法对相同初值下寻优,对比两者结果间的差距;并且变换成不同的初值再次对比,找出这种非线性规划算法的寻优能力以及对初值的敏感程度.同时针对线性规划中的矩形化本文只是手动找出最贴近图形的一种矩形结构,这种调整是否有更高效量化的处理,从而找出更贴近最优值的结果,需要进一步改进算法.

参 考 文 献

[1] L. Frydman, *J. Magn. Reson.*, **242**(2014), 256.
 [2] L. Quettier, G. Aubert, J. Belorgey, C. Berriaud, A. Bourquard, P. Bredy, O. Dubois, G. Gilgrass, F. — P. Juster, H. Lannou, F. Molinie, M. Nusbaum, F. Nunio, A. Payn, T. Schild, M. Schweitzer, L. Scola, A. Sinanna, V. Stepanov, P. Vedrine, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **27** (2017), 1.
 [3] T. Schild, G. Aubert, C. Berriaud, P. Bredy, F. P. Juster, C. Meuris, F. Nunio, L. Quettier, J. M. Rey, P. Vedrine, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **18**(2008), 904.
 [4] T. Schild, W. A. Maksoud, G. Aubert, J. Belorgey, S. Bermond, C. Berriaud, P. Bredy, P. Chesny, A. Donati, O. Dubois, G. Gilgrass, J. C. Guillard, B. Hervieu, F. P. Juster, H. Lannou, C. Mayri, C. Meuris, F. Molinie, F. Nunio, L. Quettier, L. Scola, A. Sinanna, O. Tellier, P. Vedrine, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **20**(2010), 702.
 [5] P. Vedrine, G. Aubert, J. Belorgey, C. Berriaud, A. Bourquard, P. Bredy, A. Donati, O. Dubois, F. Elephant, G. Gilgrass, F. P. Juster, H. Lannou, F. Molinie, M. Nusbaum, F. Nunio, A. Payn, L. Quettier, T. Schild, L. Scola, A. Sinanna, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **24** (2014), 1.
 [6] 中科院 B 类先导培育项目, (2017)
 [7] 倪志鹏,王秋良,严陆光, *物理学报* **62**(2013), 179.
 [8] D. Xiaoji, W. Weimin, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **24** (2014), 1.
 [9] W. Chunzhong, W. Qiuliang, Z. Quan, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **20**(2010), 706.
 [10] W. Qiuliang, X. Guoxin, D. Yinming, Z. Baozhi, Y. Lu-guang and K. Keeman, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **19** (2009), 2289.
 [11] A. K. Kalafala, *IEEE Trans. Appl. Mag.*, **26** (1990), 1181.
 [12] S. Noguchi, A. Ishiyama, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **7**(1997), 439.
 [13] N. R. Shaw, R. E. Ansorge, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **12**(2002), 733.
 [14] Q. Wang, Y. Dai, B. Zhao, S. Song, C. Wang, L. Li, J. Cheng, S. Chen, H. Wang, Z. Ni, Y. Li, C. Cui, X. Hu, H. Wang, Y. Lei, K. Chan, L. Yan, C. Wen, G. Hui, W. Yang, F. Liu, Y. Zhuo, X. Zhou, Z. Yan, J. Chen, T. Xu, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **22**(2012), 4400905.
 [15] 冯忠奎,胡格丽,许莹,朱光,周峰,戴银明,王秋良, *物理学报* **62**(2013), 95.