利用 Monte Carlo 进行 MRI 主磁体的优化设计

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：2018-08-24；接收日期：2018-12-29

【摘要】 磁共振成像（MRI）中的磁体系统是 MRI 整体装置的主体，而主磁体作为磁体系统的核心，为整个磁体系统提供基础磁场.其磁场位型、均匀性直接关系到磁体系统其它组件的设计以及最终的性能.文中提出一种利用 ANSYS 中的概率设计——Monte Carlo 进行主磁体优化的设计方法，使得中心场区的磁场偏差从几千 ppm 降低到 120 ppm 左右.达到设计的目的.

关键词： MRI，Monte Carlo，优化

PACS： 02.70.Uu，83.85.Fg，84.32.Hh，47.11.Fg

DOI： 10.13380/j.ltpl.2019.01.007

The Optimal Design of MRI Main Magnet by Monte Carlo Method

WU Kaihong[1,2]，WU Yu[1]，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：2018-08-24；accepted date：2018-12-29

【Abstract】 The magnetic system in Magnetic Resonance Imaging（MRI）is the main body of the MRI unit，and the main magnet is the core of the magnet system，which provides the basic magnetic field for the whole magnetic system. Its magnetic field configuration and homogeneity are directly related to the design of other components of the magnet system and the ultimate performance .In this paper，we propose a design method using the probability design of ANSYS-Monte Carlo to optimize the main magnet，and finally the magnetic field deviation in the center field can be reduced from several thousand parts per million to about 120 ppm，achieving the purpose of design.

Keywords： MRI；Monte Carlo；Optimization

PACS： 02.70.Uu，83.85.Fg，84.32.Hh，47.11.Fg

DOI： 10.13380/j.ltpl.2019.01.007

† zyl@ipp.ac.cn

1 引　　言

磁共振成像(MRI)作为一种无创、快速的医疗诊断方法,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.为人脑部疾病诊断、分子功能研究、早期癌症的发现提供了可能.目前国内主流的 MRI 系统大都基于 1.5 T 及以下的永磁型磁体系统,这种系统虽然成本和维护价格较低,但很难进一步提升磁场.利用超导磁体代替永磁体可以使磁场获得较大提高,成为未来发展的趋势.目前全人体尺寸的超导 MRI 系统已经达到 11.7 T,由欧洲 CEA 研制并于近期调试运行[1-4].科学院于 2017 年 6 月成立的'B 类先导科技专项培育项目',其中一部分目的就是针对高场(14 T)磁共振成像技术进行预研[5].之所以国内外对高场磁共振如此重视,是因为高场 MRI 作为一种探测工具,在揭示人脑功能和神经网络方面具有不可替代的作用[6-7].随着人工智能的兴起,更多高场 MRI 将会逐渐进入人们视野.

由于 MRI 成像要求场区的均匀性达到 ppm 的量级,即磁场的偏差在 10^{-6} 左右,这就对磁体的结构和加工、安装和运行过程提出了更高的要求.为此磁体系统在除了主磁体之外还增加了补偿线圈、匀场系统(包括主动匀场和被动匀场)以及相关的限位板来确保场区的均匀度.但实际设计中假如充分优化主磁体的结构,确保其场区有较高的均匀性,那么对其他辅助装置的要求将大大降低.为此本文主要探究影响主磁体均匀性的因素,并寻找一种有效提高其均匀度的优化方法.

2 单个绕组均匀度的影响指标

2.1 初始变量定义

如下图 1(a)所示是磁体系统中主磁体、补偿线圈和匀场系统的位置分布.三者是对中心球形成像区(DSV)内场值均匀度有重大影响的三种磁体类型.主磁体主要为成像区提供基础磁场;而补偿线圈弥补边缘与中心场值偏差;匀场系统消除不均匀的各阶磁场分量,达到一定的均匀性[8].而通常主磁体采用螺线管型对称结构,如下图 1(b)是取其 1/4 模型进行分析,其中每一个小方格代表导体排布.

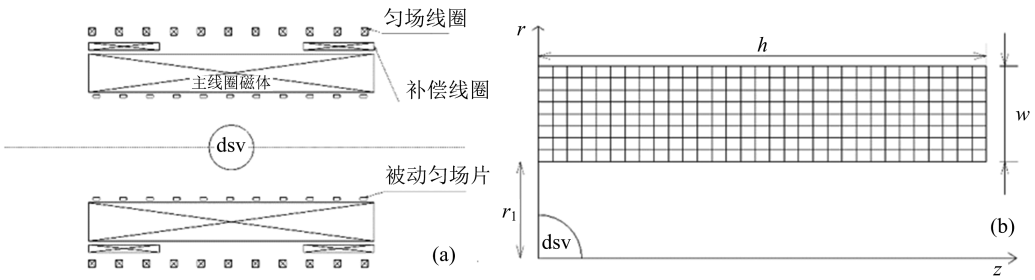


图 1　(a) 磁体系统的三种磁体类型分布.(b) 主磁体 1/4 模型分布

根据主磁体的结构,发现影响其结构位置的参数主要是 r_1、w 和 h,分别代表磁体内径,磁体宽度和长度.假设每一匝导体的实际尺寸固定,则磁体长度 h 和宽度 w 可以用导体实际在长度和宽度上的匝数 n_h 和 n_w 来表示.由此可以得到主磁体宽度和长度的关系式如下:

$$w = w_{\text{cond}} \cdot n_w \tag{1}$$

$$h = h_{\text{cond}} \cdot n_h$$

其中 h_{cond} 和 w_{cond} 分别表示导体的长和宽,设定为定值.这样实际替换后的参量为 r_1、n_h 和 n_w,为此探究三者对 DSV 内磁场均匀性的影响关系.

磁场均匀性的衡量有许多,本文采用如下公式来表征均匀性[9].B_{diff} 越小,均匀度越好,因此设计的最终目的就是尽可能减小 B_{diff}.

$$B_{\text{diff}} = \frac{B_{\max} - B_{\min}}{B_{\text{ave}}} \times 1e6 \tag{2}$$

其中 $B_{\max}$ 和 $B_{\min}$ 是 DSV 计算区域单元的最大、最小场值.而 B_{ave} 以所有单元的平均场值来表示.为简化计算,也可以用 $B_{\max}$ 和 $B_{\min}$ 的平均值来表示 B_{ave}.同时采样的 DSV 是半径为 22.5 cm 的球形区域.

下表 1 是各定义的变量的初始赋值,I 是每一匝导体通电流大小,最终得到初始的不均匀度 B_{diff} 为 3389 ppm.图 2 显示了磁通密度分布情况.

表 1　初始参量定义

参数	h_{cond} / m	w_{cond} / m	r_1 / m	n_h /匝	n_w /匝	I / A	B_{diff}
设置值	0.0244	0.0069	0.5	85	88	3400	3389

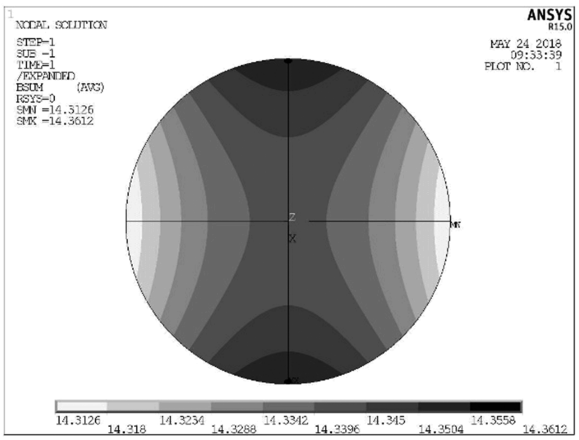


图 2　优化前磁通密度/T

2.2　Monte Carlo 优化

本文采用基于有限元的概率设计(PDS)方法进行主磁体的优化设计,这主要考虑到工程实践中加工和安装尺寸、材料属性和载荷往往不是一个确定值,而是在一个范围内分布.ANSYS 提供的 PDS 模块将有限元分析与概率设计相结合,对其中的不确定性参量以某种概率密度分布来表示,从而更符合实际地得到对结果的影响方式和影响程度.ANSYS 概率设计主要有两种方法[10-11]:响应平面(RSM)和蒙特卡罗(Monte Carlo, MCM).

RSM 以试验设计和数理统计相结合,通过仿真循环,构造试验点集的逼近函数——响应平面,然后通过回归分析拟合出复杂的响应关系.一旦确定了响应的函数,就可以代替循环来处理有限元模型.

MCM 以随机数来进行统计试验,与传统的统计方法不同,MCM 可以先抽象模型,然后处理模拟,并用模拟的模型代替实际问题进行试验.适于处理由于计算过于复杂而难以得到解析解或者根本没有解析解的问题.

MRI 主磁体的优化由于要求均匀度精度高,而影响的因素有很多,各因素之间不是单纯独立的.并且因素对结果的扰动由于要求的精度会变得很剧烈,例如单一因素的微小偏差就有可能导致均匀度出现量级上的变化.而 MCM 在处理多变量复杂相互作用上较 RSM 更优,通过计算分析也发现,在相同优化次数下 MCM 总能得到更优的解,而且其对有限元模型的适应性更好,对于许多实际物理模型,具有较高的收敛性,不需要设置参数的假设性条件.

利用 ANSYS-MCM 进行优化的步骤对三种参量 r_1、n_h 和 n_w 分别单独和整体进行 MCM 分析,采用拉丁超立方(LHS)抽样,进行 50 次仿真循环.其中各参量均为高斯分布,均值如表 1 中的值,标准差分别为 0.05、5 和 5.最终得到 B_{diff} 分别与三者的散点图,如图 3 所示[12].

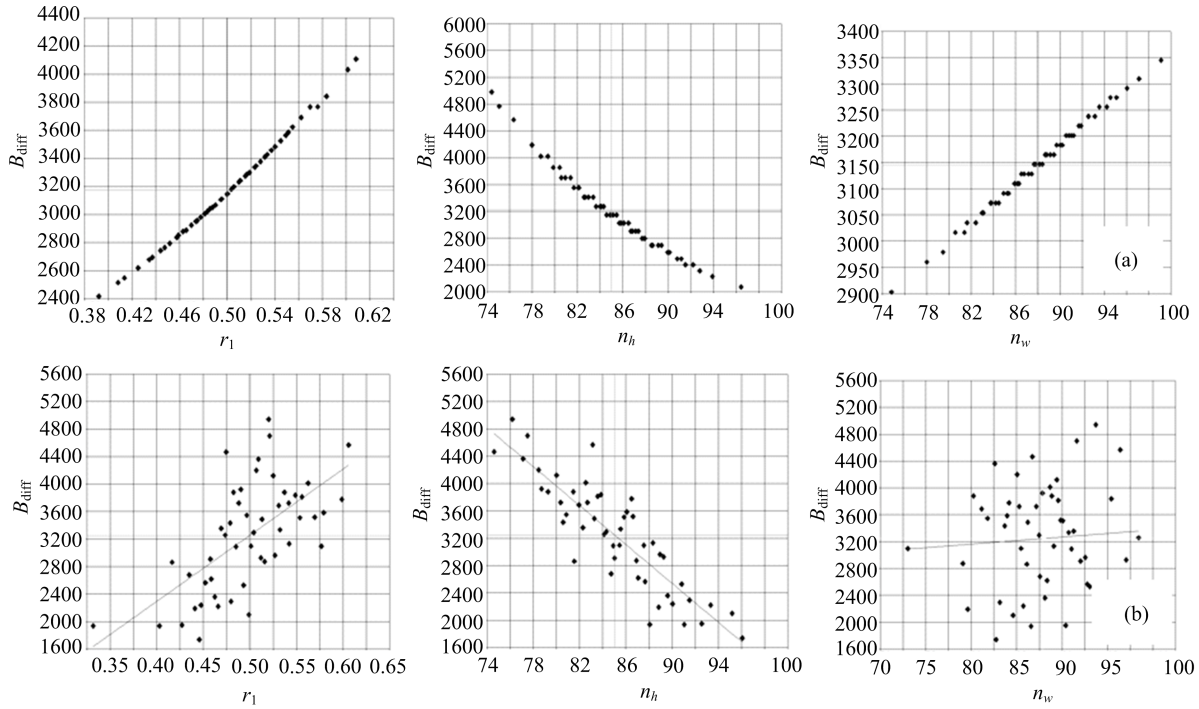


图 3　B_{diff} 与 r_1、n_w 和 n_h 的概率散点分布.(a)单独,(b)整体

图 3(a)对三个变量单独分析发现：B_{diff}与绕组的内径 r_1、绕组宽度 n_w成正相关与绕组长度 n_h呈负相关.即减小 r_1和 n_w，增加 n_h有利于减小 B_{diff}，提高成像均匀度.但这种调整方法由于针对三个变量的单独分析，所以必须固定其余变量，确定其余变量对结果无影响或不可调节.否则即使某一变量如 r_1达到最优，当调节其他变量后，r_1将不是最优.这种方法在工程实践中适合某一变量对结构进行微调时采用.

图 3(b)对三个变量整体进行 MCM 分析，发现散点分散.同时可以看到 B_{diff}最小时，r_1并不是最小.这正是由于变量间存在最优组合时，B_{diff}才达到最小值.一旦偏离最优组合，B_{diff}将会增大，因此对于完全自由的变量空间采用整体分析才能找到全局最优.即使变量增多，MCM 也可以快速找到最优的组合范围，并根据要求可以进一步缩小范围，得到更好的结果.

通过量化各变量对结果的相关性水平，得到表 2 不同变量对结果的影响程度的相关性数据.

表 2　输入变量与 B_{diff}的相关性系数

	r_1/m	n_h/匝	n_w/匝
B_{diff}	0.646	−0.864	0.023

由表 2 可知，影响均匀度最显著的是长度量 n_h.即减小 B_{diff}的途径以增大绕组长度 n_h最佳，减小绕组内径 r_1次之.而绕组宽度 n_w对结果几乎没有多大影响，可以不予考虑.但从成本考虑，增大 n_h不是最理想的调节方式，因为不可能无限制延长主磁体长度来为了提高其均匀性，反而减小磁体内径 r1 可以作为首选的方案.

图 4 显示了利用 MCM 循环模拟后，在第 45 次的样本 B_{diff}取得最小值为 1736 ppm，较原来约降低了一半.但此时 r_1和 n_h已经接近极限，说明仅依靠目前的模型，变量数不足以优化到较好的均匀度.

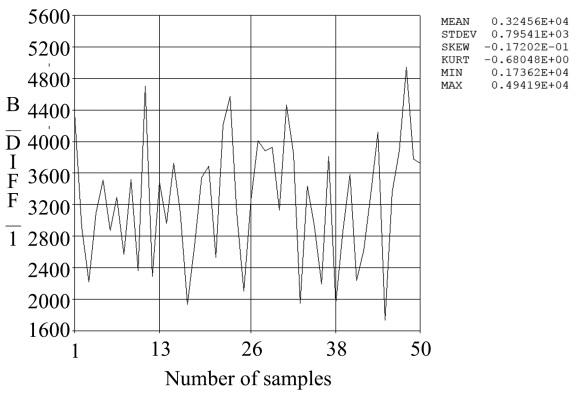


图 4　均匀度与模拟循环样本次数的关系

3　主线圈多个绕组优化

由一个主线圈绕组构成的结构，变量数有限，当通过分割绕组使形成多绕组结构如下图 5 所示.这样分割形成的 5 个绕组结构不仅增加了绕组间隔变量 d_h，同时增加了相关长度变量的数目.变量的增加意味着，可调节程度的提升，也有利于更好的均匀性.

表 3 列出了各个变量的初始定义、最终取值以及均匀度.本次优化一共设计了 4 组 12 个变量，在确定各个变量的影响趋势和影响程度的显著性等级后，逐次固定优化，发现只用对 r_1和 d_h两组 6 变量进行调节，就能有效降低 B_{diff}.最终得到的均匀度可以达到 120 ppm，中心 DSV 的磁通密度如下图 6 所示，满足了设计的要求.

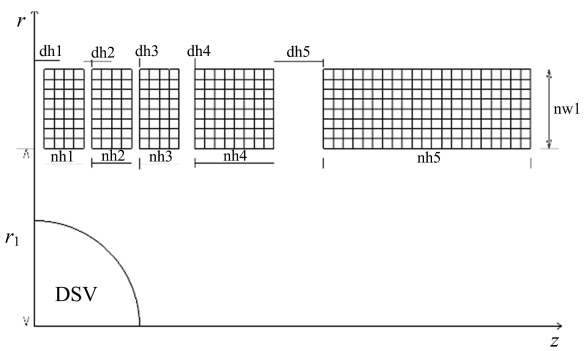


图 5　多绕组相关尺寸标定

表 3　各个变量所表示的初始分布以及最终结果

变量分布	r_1/m	d_{h1}/m	d_{h2}/m	d_{h3}/m	d_{h4}/m	d_{h5}/m	n_{h1}	n_{h2}	n_{h3}	n_{h4}	n_{h5}	n_{w1}	B_{diff}
	gauss	uniform					gauss						
均值 & 下限	0.5	0	0.01	0.01	0.01	0.01	5	5	5	10	60	88	
标准差 & 上限	0.05	0.025	0.05	0.05	0.08	0.2	1	1	1	2	12	15	
最终值	0.576	0.017	0.022	0.017	0.04	0.09	5	5	5	10	60	88	120

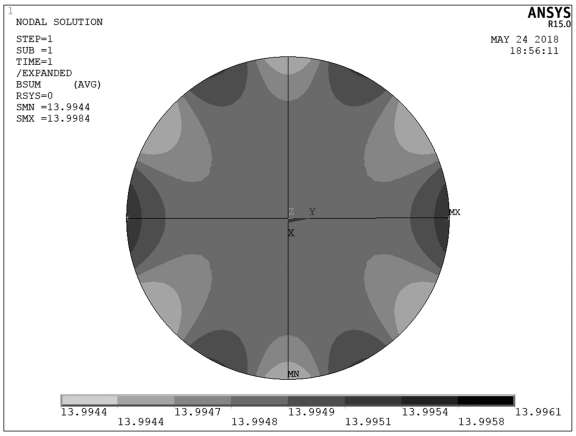


图 6　优化后磁通密度/T

4　结　　论

由于目前优化设计几乎都是由确定的输入得到确定的输出，本文提出一种利用 ANSYS 中的概率设计——Monte Carlo 进行主磁体优化的设计方法，充分考虑到设计中输入变量的不确定性，使其满足一定范围内的概率分布，更加符合实际情况地得到变量对结果的影响趋势和影响程度，通过设计的以多绕组结构，增加优化变量的方法使得中心场区的磁场偏差从几千 ppm 降低到 120 ppm，达到主磁体均匀性设计的目的.以后设计中考虑要加入屏蔽和匀场，需要综合对磁体系统进行评估.

参　考　文　献

[1] 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.

[2] F. Nunio, G. Aubert, C. Berriaud, T. Schild, and P. Vedrine, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **18** (2008), 916.

[3] C. Berriaud, S. Bermond, T. Dechambre, J. M. Gheller, F. P. Juster, T. Lecrevisse, O. Louchart, F. Nunio, A. Payn, L. Quettier, J. M. Rifflet, T. Schild, P. Vedrine, and C. Verwaerde, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **20** (2010), 1408.

[4] F. Nunio, C. Berriaud, PhBredy, ThSchild, L. Scola, O. Tellier, and P. Vedrine, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, **20** (2010), 760.

[5] 中科院 B 类先导培育项目,(2017).

[6] L. Frydman, *J.Magn.Reson.*, **242** (2014), 256.

[7] T. F. Budinger, M. D. Bird, *Neuroimage*, **168**(2017), 509.

[8] Du X J and Wang W M, *IEEE Trans. Appl.Supercond.* **24** (2014), 1.

[9] 周剑明,邵可然,周克定,湖北工学院学报 **9**(1994),1.

[10] 徐丹, 2009 硕士学位论文(沈阳:沈阳工业大学).

[11] 赵璞, 2013 硕士学位论文(青岛:中国海洋大学).

[12] 张艳丽, 黄文月, 曾林锁, 谢德馨,沈阳工业大学学报 **35** (2013), 246.