

1.5 T 关节磁共振成像超导磁体的设计、制作与测试

杜晓纪 王为民 兰贤辉 李超

Design, fabrication and test of superconducting magnet for 1.5 T dedicated extremity magnetic resonance imaging system

Du Xiao-Ji Wang Wei-Min Lan Xian-Hui Li Chao

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 66, 248401 (2017) DOI: 10.7498/aps.66.248401

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.248401>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2017/V66/I24>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

25T 超导磁体优化中线圈数量影响分析

Effects of different coil combinations on the optimal design of a 25 T superconducting magnet

物理学报.2016, 65(5): 058401 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.058401>

超导磁悬浮支承系统干扰力矩及漂移误差分析

Analysis of magnetic disturbance torque and drift error in a superconducting suspension system

物理学报.2015, 64(1): 018403 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.018403>

核磁共振水分子扩散张量成像中基于广义 Fibonacci 数列的扩散敏感梯度磁场方向分布方案

An optimal direction strategy of diffusion sensitive gradient magnetic fields in magnetic resonance diffusion tensor imaging based on generalized Fibonacci sequence

物理学报.2014, 63(4): 048704 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.048704>

描述人体内水分子扩散各向异性特征的新方法

A new approach to depict anisotropy diffusion of water molecule in vivo

物理学报.2013, 62(20): 208703 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.208703>

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>

1.5 T 关节磁共振成像超导磁体的设计、制作与测试*

杜晓纪¹⁾²⁾ 王为民^{3)†} 兰贤辉⁴⁾ 李超⁴⁾

1) (中国科学院应用超导重点实验室, 北京 100190)

2) (中国科学院电工研究所, 北京 100190)

3) (北京大学信息科学技术学院, 北京 100871)

4) (西安聚能超导磁体科技有限公司, 西安 710018)

(2017年7月19日收到; 2017年8月31日收到修改稿)

磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 是当今世界上最先进的医学影像技术之一, 现阶段 MRI 技术正朝着成像质量更清晰、功能更强大、效率更高、个体化更强的趋势发展. 与全身 MRI 设备相比, 专科型 MRI 设备具有体积小、重量轻、成本低、病人舒适度高、成像质量高、功能更强等优点. 但是关节专用超导 MRI 系统需要长度方向上被严格限制的超导磁体在 160 mm 直径球域 (diameter sphere volume, DSV) 内产生高均匀度的磁场. 本文综合考虑了超导线用量、中心磁感应强度和成像区磁场不均匀度等因素, 使用 0-1 规划和遗传算法相结合的方法设计了一种非屏蔽型 1.5 T 关节 MRI 超导磁体, 该磁体的室温孔径为 280 mm, 总长度为 520 mm, 液氦量为 30 L, 载流区最大磁场为 5.48 T, 5 高斯线范围为径向 3.2 m、轴向 2.6 m, 160 mm DSV 的磁场不均匀度设计值为 22 ppm, 考虑加工误差及冷缩因素, 磁体加工完成并经过被动匀场后的预估值为 60 ppm. 经过绕制、固化、组装、焊接等工序, 该磁体已制作完成. 经过 3 次锻炼后成功励磁到 1.5 T, 经过被动匀场后 160 mm DSV 的磁场不均匀度达到 50 ppm, 各项指标均达到设计目标.

关键词: 超导磁体, 磁共振成像, 关节专用, 优化设计

PACS: 84.71.Ba, 87.61.-c, 02.60.Pn

DOI: 10.7498/aps.66.248401

1 引言

医用磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 在医学临床上的应用为医学影像学带来了一场革命, 现已经成为最先进的医学影像设备之一, 在临床领域具有广阔的应用前景^[1]. 相对于其他常规影像设备 (如 CT, X 射线等), MRI 设备具有更多独到的优势, 如无创伤检测、多种图像类型、高组织分辨率、任意方位断层成像、介入治疗的重要辅助工具等^[2].

现阶段国内各大医院所使用的 MRI 系统主要

为全身通用型系统. 对于耗时较长、技术复杂的专科领域成像, 占用通用机器的时间太长, 达不到更精准的诊断效果, 因此需要采用专科 MRI 系统. 医用核磁共振 (NMR) 成像将朝着成像质量更清晰、功能更强大、效率更高、个体化更强的趋势发展, 给予患者更精准的治疗指导^[2,3]. 越来越多的研究机构和磁共振系统厂家开始研究专科型 MRI 系统^[4-6].

与全身 MRI 设备相比, 关节成像专用 MRI 设备具有体积小、重量轻、成本低、病人舒适度高、成像质量高、功能更强等优点. 在实际应用中关节专

* 国家自然科学基金 (批准号: 51477168)、国家自然科学基金重点项目 (批准号: 61531002)、国家重点基础研究发展计划 (批准号: 2015CB250902) 和中国科学院 B 类先导科技专项培育项目 (批准号: XDPB01) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: wmw@pku.edu.cn

用超导MRI系统需要长度方向上被严格限制的超导磁体在直径为160 mm的球域内产生高均匀度的磁场,很多研究把MRI超导磁体的优化设计归为非线性优化问题^[7-10],这些方法的优点为简单直接,但需要预先确定超导线圈的个数和电流方向,这样便不能确保得到全局最优解.本文综合考虑了超导线用量、中心磁感应强度和成像区磁场不均匀度等因素,使用0-1规划和遗传算法相结合的方法设计了一种非屏蔽型1.5 T关节MRI超导磁体^[11],该磁体的室温孔径为280 mm,总长度为520 mm,液氦量为30 L,载流区最大磁场为5.48 T,5高斯线范围为径向3.2 m、轴向2.6 m,160 mm直径球域(diameter sphere volume, DSV)的磁场不均匀度设计值为22 ppm,考虑加工误差及冷缩因素,磁体加工完成并经过被动匀场后的预估值为60 ppm.经过绕制、固化、组装、焊接等工序,该磁体已制作完成,并对其进行了励磁锻炼和被动匀场工作,经测试各项指标均达到设计目标.

2 磁体设计

2.1 超导带材和磁体参数

采用西部超导公司生产的NbTi超导带材,其铜超比为1.3,裸带横截面尺寸为0.75 mm × 1.20 mm,加绝缘层后的尺寸为0.83 mm × 1.28 mm,温度在4.2 K、外场在5 T条件下的临界电流为935 A.

考虑成像空间和病人舒适度,定超导磁体的总长度为520 mm,杜瓦内直径为280 mm,杜瓦外直径为630 mm.考虑磁体骨架、液氮杜瓦、冷屏、多层绝热、拉杆、室温杜瓦等部分所占空间,线圈在轴向上每端预留出50 mm,在径向内壁方向预留出40 mm,得到线圈的布线区总长度需小于420 mm,线圈的内直径需大于360 mm.线圈每层加玻璃丝布的厚度为0.08 mm,匝间预留0.02 mm,运行电流设定在400 A左右.

由于线圈的布线长度被限制,为提高成像区的磁场均匀度,采用单层非屏蔽结构,经分析该磁体的5高斯线范围在径向上可控制在3.5 m以内,在轴向上可控制在2.6 m以内,均小于现有全身型磁共振系统的5高斯线范围.

2.2 优化设计方法

采用0-1规划算法和遗传算法相结合的方法对1.5 T关节MRI超导磁体进行优化设计.0-1规划是一种特殊形式的整数规划.这种规划的决策变量仅取值0或1,故称为0-1变量或二进制变量.

根据上述的磁体尺寸约束,得到超导线圈的可行载流区,根据所选超导带材的尺寸,把可行载流区进行如图1所示的网格化.考虑到该磁体的用线量较少,可以使用同一根线绕多个线圈,除两端的两个线圈选择偶数匝外,中间的线圈都选择奇数匝,所以在网格划分时使网格的几何尺寸等于所选带材尺寸.对网格取整并相应调整可行载流区的边界后,得到主线圈可行载流区的网格数 N .各网格中心位置的空间坐标 (r_i, z_i) ,运行电流为 I_i .

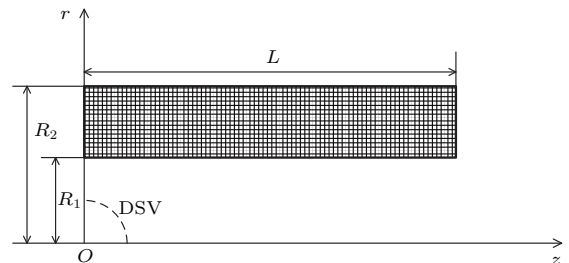


图1 超导磁体载流区的网格剖分

Fig. 1. Grid subdivision in current carrying region of superconducting magnet.

每个矩形网格可以等效为位于矩形网格中心位置的电流环,坐标 (r_j, z_j) 处的磁场 z 向分量可根据下式得到

$$B_{zj} = \sum_{i=1}^N e_i a_{ij} I_i, \quad (1)$$

其中,

$$a_{ij} = \frac{\mu_0}{2\pi} \frac{1}{[(r_i + r_j)^2 + (z_j - z_i)^2]^{\frac{1}{2}}} \left\{ K(k) - \left[\frac{r_j^2 - r_i^2 + (z_j - z_i)^2}{(r_j - r_i)^2 + (z_j - z_i)^2} \right] E(k) \right\}, \quad (2)$$

$$k = \left[\frac{4r_i r_j}{(r_i + r_j)^2 + (z_j - z_i)^2} \right]^{\frac{1}{2}}. \quad (3)$$

函数 $K(k)$ 和 $E(k)$ 分别为 k 的第一类和第二类完全椭圆积分.因子 $e_i = 0, 1$,当 $e_i = 0$ 时该矩形网格为虚,即对磁场无贡献;当 $e_i = 1$ 时该矩形网格为实,对磁场有贡献.

整个磁体的用线量 L 可由下式计算:

$$L = 2\pi \sum_{i=1}^N e_i r_i. \quad (4)$$

以用线量最少为优化目标, 中心场强度、磁场不均匀度为约束条件, 利用 0-1 规划算法对可行载流区进行规划, 即可得到初步的电流分布. 一般初次优化得到的电流分布为分离且不规则的形状. 因为绕制线圈时, 每个线圈的横截面为矩形, 这时可以把可行载流区按照初次结果进行分离再次优化, 最后再根据得到的每个分离线圈的位置和总匝数结合遗传优化算法对超导磁体进行最后的优化.

2.3 优化结果

综合考虑超导带材用量、载流区最大磁场、中心场、成像区磁场不均匀度等因素, 利用上述方法, 对本工作中的 1.5 T 关节 MRI 超导磁体进行了优化设计.

为限制线圈电流区的磁场和电磁力, 设置线圈的最大厚度为 40 mm, 图 2 为使用 0-1 规划算法

对超导磁体优化设计的结果, 其中蓝色点表示该处有超导线, 白色表示该处没有超导线. 图 2(a) 为整个可行载流区都只能通以正向电流得到的初步优化结果, 160 mm DSV 内的磁场不均匀度为 23.1 ppm. 从图 2(a) 可以看到右边两个线圈之间留有较大的空白区域, 可以在这个区域内增加一个反向电流线圈. 图 2(b) 为分离载流区并增加反向线圈后的优化结果, 160 mm DSV 内的磁场不均匀度达到 8.2 ppm. 结果表明, 增加一个反向线圈后提高了成像区的磁场均匀度.

从图 2 还可以看出, 利用 0-1 规划算法对超导线圈优化的结果并不是标准的矩形截面, 且在蓝色区域内部仍然存在一些空白点, 在实际制作中将难以实现. 为了得到标准的矩形截面, 把上述结果中每个线圈的层数、匝数、位置等信息代入到遗传算法中, 再次对超导磁体进行优化, 得到最终的优化结果. 超导磁体中各线圈的排列方式如图 3 所示, 共包含有 4 对 (8 个) 超导线圈, 其中第 3 对超导线圈和其他线圈的电流方向相反.

各线圈的具体参数列于表 1.

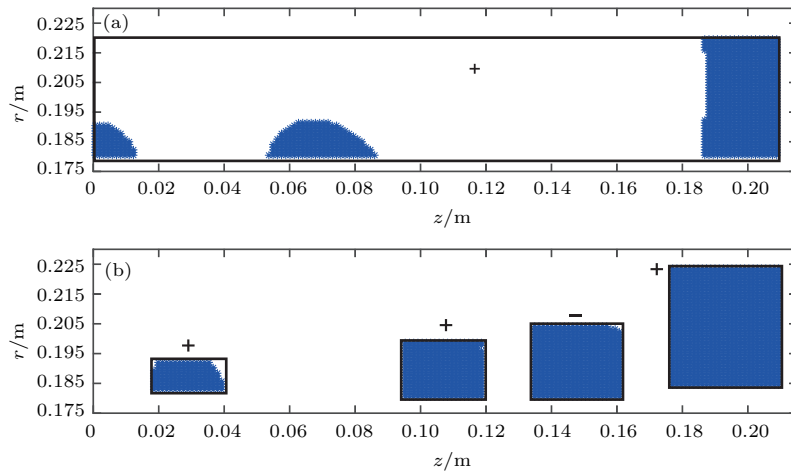


图 2 利用 0-1 规划算法对超导磁体的优化设计 (a) 整体为同向电流的优化结果; (b) 分离载流区并增加反向电流线圈后的优化结果

Fig. 2. Optimization of superconducting magnet using 0-1 integer programming: (a) Optimal results considering whole current carrying region with same current; (b) optimal results with separating and opposite current carrying region.

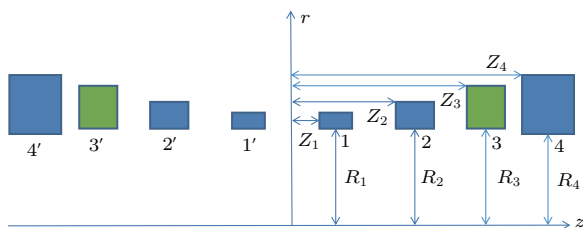


图 3 超导磁体结构示意图

Fig. 3. Layout of the optimized superconducting magnet.

表 1 优化后的各线圈具体参数

Table 1. Detailed specifications of optimized coils.

Coil No.	Inner radius/m	Layers	Z_{\min}/m	Turns
1	0.1824	11	0.0186	16
2	0.1800	21	0.0944	19
3	0.1810	27	0.1337	21
4	0.1839	44	0.1762	26

该磁体超导带材总长度为5673.6 m, 运行电流 $I_{op} = 402.09$ A, 载流区最大场 $B_{max} = 5.48$ T, 安全系数为0.7944, 储能总量为146.27 kJ, 电感量 $L = 1.81$ H. 在160 mm的成像区内的磁场不均匀度的峰峰值为22 ppm, 120 mm球内的峰峰值为3.67 ppm. 超导磁体的5高斯线范围为轴向3.2 m, 径向2.6 m.

3 磁体制作

本文中的磁体由西安聚能超导磁体科技有限公司制作完成.

3.1 线圈绕制

超导磁体线圈的精密绕制技术是磁场本身的均匀性可靠保证之一, 也一直是磁体制造的难点, 需要保证整个绕制过程中线材的张力保持恒定, 同时必须保证排线的均匀.

采用316L作为骨架材料, 根据磁体设计参数, 采用高精度数控机床加工制造磁体骨架. 线圈的绕制速度、排线均匀性及层匝数等绕制工艺会直接影响超导线圈的性能. 绕线机以恒力自动进行绕线, 同时采用设备自动加入人为干涉手段来控制绕制质量, 最终使得线圈绕制达到预期设计, 绕制完成后的超导线圈如图4所示.

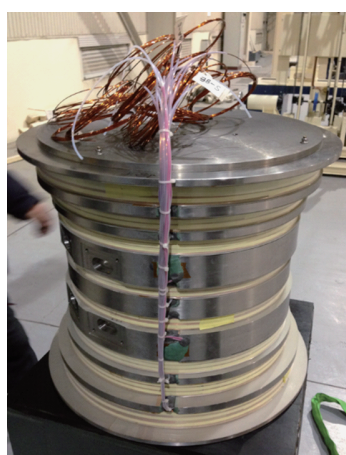


图4 绕制完成后的超导线圈

Fig. 4. Superconducting magnet after winding.

3.2 磁体组装

磁体的组装技术和配套工装直接影响磁场中心和机械中心重合精度和磁场均匀区位置等. 本文

通过特制的组装修装, 有效地将磁体按照要求的机械精度、磁场精度进行组装. 制作完成后的超导磁体如图5所示.



图5 制作完成后的超导磁体

Fig. 5. Manufactured superconducting magnet.

4 磁体测试

4.1 励磁锻炼

对制作完成的超导磁体进行了4次励磁锻炼, 四次锻炼的失超电流分别为270.1, 300.3, 380.2和390.4 A (图6), 第五次励磁达到设计电流402.2 A并闭环成功, 此时的中心场 $B_0 = 1.5065$ T. 在1.5 W二级Gifford-McMahon (GM) 制冷机的冷却下可以保持液氦零挥发.

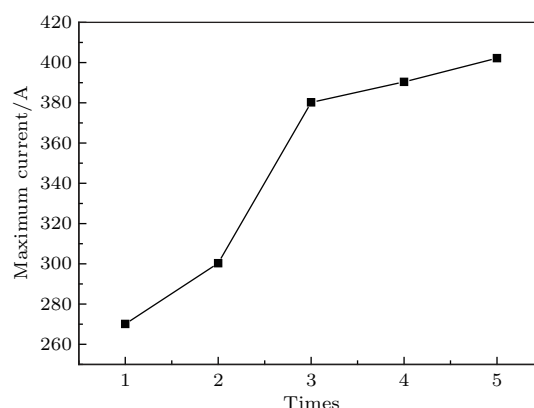


图6 超导磁体励磁锻炼过程

Fig. 6. Training history of superconducting magnet.

4.2 被动匀场

由于加工误差、绕制误差、热胀冷缩等因素, 制作完成的裸磁体的成像区磁场不均匀度比较大, 使

用NMR测磁仪测量了裸磁体在中心区域160 mm球面上的磁场分布(图7, 图内每条曲线对应于160 mm球面上的一条弧线(有24个点)), 其不均匀度的峰峰值为1335.69 ppm.

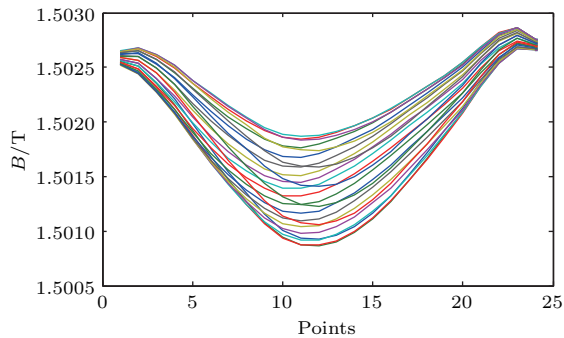


图7 (网刊彩色) 裸磁体在中心区域160 mm球面上的磁场分布

Fig. 7. (color online) Magnetic field distribution of bare magnet on the surface of 160 mm DSV.

采用被动匀场方法对该磁体进行了匀场工作, 采用的匀场片的长宽分别为20 mm和15 mm, 厚度存在0.35, 0.1和0.05 mm三种规格. 匀场槽嵌于梯度线圈的主动层和屏蔽层之间, 梯度线圈被安装在超导磁体室温孔内. 36个匀场条的中心线均匀地排布在半径为213 mm的圆柱面上, 每个匀场条上有21个匀场槽.

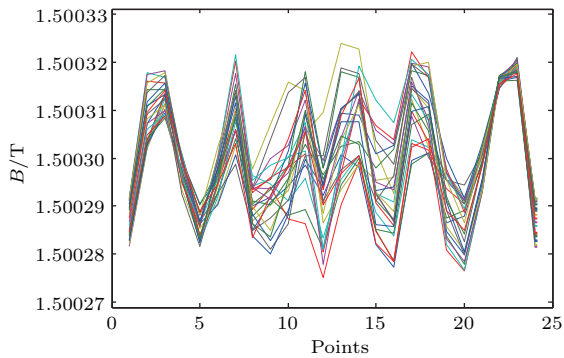


图8 (网刊彩色) 被动匀场后磁体中心区域160 mm球面上的磁场分布

Fig. 8. (color online) Magnetic field distribution on the surface of 160 mm DSV after passive shimming.

经过3轮被动匀场后, 测得磁体在中心区域160 mm球面上的磁场分布如图8(图内每条曲线对应于160 mm球面上的一条弧线(有24个点))所示, 其不均匀度的峰峰值为50.22 ppm, 均方根值

为3.4 ppm, 据此可推断出120 mm球面上的不均匀度峰峰值为8.17 ppm, 均方根值为0.4 ppm, 满足MRI需求.

5 结 论

综合考虑超导线用量、中心磁感应强度和成像区磁场不均匀度等因素, 使用0-1规划和遗传算法相结合的方法设计了一种非屏蔽型1.5 T关节MRI超导磁体, 该磁体的室温孔径为280 mm, 总长度为520 mm, 液氦量为30 L, 载流区最大磁场为5.48 T, 5高斯线范围为径向3.2 m、轴向2.6 m, 160 mm DSV的磁场不均匀度设计值为22 ppm, 考虑加工误差及冷缩因素, 磁体加工完成并经过被动匀场后的预估值为60 ppm. 经过绕制、固化、组装、焊接等工序, 该磁体已制作完成. 经过3次锻炼后成功励磁到1.5 T, 经过被动匀场后160 mm DSV的磁场不均匀度达到50 ppm, 各项指标均达到设计目标.

参考文献

- [1] Lvovsky Y, Jarvis P 2005 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **15** 1317
- [2] Cosmos T, Parich M 2011 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **21** 2104
- [3] Lvovsky Y, Stautner E, Zhang T 2013 *Supercond. Sci. Technol.* **26** 093001
- [4] Kitaguchi H, Ozaki O, Miyazaki T, Ayai N, Sato K, Urayama S, Fukuyama H 2010 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **20** 710
- [5] Ling J, Voccio J, Hahn S, Kim Y, Song J, Bascunan J, Iwasa Y 2015 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **25** 4601705
- [6] Slade R, Parkinson B, Walsh R 2014 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **24** 4400705
- [7] Cheng Y, Brown R, Thompson M, Eagan T, Shvartsman S 2004 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **14** 2008
- [8] Cavaliere V, Formisano A, Martone R, Primizia M 2000 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **10** 1376
- [9] Campelo F, Noguchi S, Igarashi H 2006 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **16** 1316
- [10] Tieng Q, Vegh V, Brereton I 2009 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **19** 3645
- [11] Du X, Wang W 2014 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **24** 4402104

Design, fabrication and test of superconducting magnet for 1.5 T dedicated extremity magnetic resonance imaging system*

Du Xiao-Ji¹⁾²⁾ Wang Wei-Min^{3)†} Lan Xian-Hui⁴⁾ Li Chao⁴⁾

1) (Key Laboratory of Applied Superconductivity, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

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

3) (School of Electronics Engineering and Computer Science, Peking University, Beijing 100871, China)

4) (Xi'an Juneng Superconducting Magnet Technology Co., Ltd., Xi'an 710018, China)

(Received 19 July 2017; revised manuscript received 31 August 2017)

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) has been a primary diagnostic technique due to its high imaging quality, non-invasion and non-radiation capacity. However, the application of conventional whole body MRI is restricted by its massive size, high installation and management cost. Dedicated MRI overcomes the shortcomings of whole body MRI and has great importance in medical diagnosis. The challenge is that the design of superconducting magnet for extremity MRI is largely constrained by physiological structure of human body. As a result, a limited longitudinal length with high field homogeneity in a 160 mm diameter sphere volume (DSV) is required for superconducting magnet of extremity MRI. In this article, a non-shielded 1.5 T extremity dedicated superconducting magnet is designed by using both 0-1 integer programming and genetic algorithm and fabricated with a comprehensive consideration of superconductivity wire consumption, central magnetic field intensity and imaging region homogeneity. The NbTi superconducting wire is chosen for coil winding, and copper-to-superconducting ratio of the wire is 1.3. The sizes of cross-section of the bare wire and the insulated wire are 0.75 mm × 1.20 mm and 0.83 mm × 1.28 mm respectively, and the critical currents at 4.2 K and 5 T are both about 935 A.

According to the size constraint of the magnet, we first calculate the current carrying zone of the superconducting coils and divide it into grid elements with parallel current. The size of each grid element is equal to that of the superconducting wire, and the distribution of non-rectangular coils is obtained by using 0-1 integer programming. In order to obtain a higher homogeneity of magnetic field, a reverse current zone is manually created in the wide blank area of the feasible current carrying zone. Using the results above, we then optimize the distribution of coils and build a rectangular model which facilitates the fabrication by using genetic algorithm. The inductance of the magnet is 1.8094 H, the operating current is 402.09 A, the stored energy is 146.27 kJ and the peak magnetic field of current carrying zone is 5.48 T. The calculated peak-to-peak homogeneity in 160 mm DSV is about 22 ppm. Taking into consideration the factors such as mechanical error and cold shrinkage, the estimated homogeneity would reach 60 ppm (peak-to-peak) with passive shimming.

The 1.5 T extremity dedicated superconducting magnet is successfully fabricated through a series of processes such

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 51477168), the Key Program of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61531002), the National Basic Research Program of China (Grant No. 2015CB250902), and the Key Research Program of the Chinese Academy of Sciences (Grant No. XDPB01).

† Corresponding author. E-mail: wmw@pku.edu.cn

as winding, curing, assembly and welding. The prototype magnet has a room temperature bore of 280 mm in diameter and a total length of 520 mm, and the volume of liquid helium vessel is about 30 liters. To reduce the evaporation of liquid helium, a 1.5 Watt two-stage Gifford-McMahon refrigerator is employed to cool the system and maintain the evaporation rate of Helium at zero level. The range of 5 Gauss line of the magnet is 3.2 m in the radial direction and 2.6 m in the axial direction. Moreover, the magnet is magnetized to 1.5 T after being conditioned three times and the measured homogeneity in 160 mm DSV achieves 55 ppm (peak-to-peak) and 3.4 ppm (Vrms) after passive shimming using silicon steel pieces.

Keywords: superconducting magnets, magnetic resonance imaging, dedicated extremity, optimal design

PACS: 84.71.Ba, 87.61.-c, 02.60.Pn

DOI: [10.7498/aps.66.248401](https://doi.org/10.7498/aps.66.248401)