

基于目标场点法和流函数的磁共振有源匀场线圈设计方法

黄清明 陈珊珊 张建青 杨洋 郑刚

Method of designing magnetic resonance active shimming coil based on target field point method and flow function

Huang Qing-Ming Chen Shan-Shan Zhang Jian-Qing Yang Yang Zheng Gang

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 68, 198301 (2019) DOI: 10.7498/aps.68.20190612

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190612>

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

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于边界元方法的超导核磁共振成像设备高阶轴向匀场线圈优化算法

Optimization of magnetic resonance imaging high-order axial shim coils using boundary element method

物理学报. 2016, 65(21): 218301 <https://doi.org/10.7498/aps.65.218301>

基于Pareto优化理论的多目标超椭梯度线圈设计

Design of super-elliptical gradient coils based on multiple objective Pareto optimization method

物理学报. 2017, 66(9): 098301 <https://doi.org/10.7498/aps.66.098301>

动态背景下基于光流场分析的运动目标检测算法

Moving object detection based on optical flow field analysis in dynamic scenes

物理学报. 2017, 66(8): 084203 <https://doi.org/10.7498/aps.66.084203>

基于L1范数的低场核磁共振T2谱稀疏反演方法

Sparse inversion method of T2 spectrum based on the L1 norm for low-field nuclear magnetic resonance

物理学报. 2017, 66(4): 047601 <https://doi.org/10.7498/aps.66.047601>

一种基于单水听器宽带信号自相关函数的水下目标定位稳健方法

A robust localization method for source localization based on the auto-correlation function of wide-band signal

物理学报. 2015, 64(2): 024303 <https://doi.org/10.7498/aps.64.024303>

相干场成像全相位目标直接重构法

All-phase target reconstruction method for coherent field imaging

物理学报. 2015, 64(12): 124205 <https://doi.org/10.7498/aps.64.124205>

基于目标场点法和流函数的磁共振 有源匀场线圈设计方法*

黄清明¹⁾²⁾³⁾⁴⁾ 陈珊珊²⁾³⁾ 张建青²⁾³⁾ 杨洋²⁾ 郑刚^{1)4)†}

1) (上海理工大学光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

2) (上海健康医学院医学影像学院, 上海 201318)

3) (上海市分子影像重点实验室, 上海 201318)

4) (上海理工大学医学影像工程研究所, 上海 200093)

(2019年4月24日收到; 2019年6月22日收到修改稿)

磁场均匀性是磁共振系统的重要参数, 提高磁场均匀性有助于磁共振时域信号的检测和磁共振频域信号分辨率的改善. 基于有源匀场连续电流密度分布的思想, 采用目标场点法和流函数结合的方法设计匀场线圈, 即由毕奥-萨伐尔定律确定磁场分布与电流密度的关系, 约束线圈半径和设置约束点后, 根据目标场分布逆向求解线圈平面的电流密度分布, 再用流函数将电流密度分布离散化处理, 得到匀场线圈的绕线位置分布. 根据电磁仿真计算结果制作包含一阶与二阶匀场线圈应用于磁共振分析仪, 实验验证表明该匀场线圈能有效地改善永磁体核磁共振系统磁场的均匀性.

关键词: 球谐函数, 目标场点法, 流函数, 匀场线圈

PACS: 83.85.Fg, 07.10.Fq, 52.57.Bc, 02.60.Cb

DOI: 10.7498/aps.68.20190612

1 引言

核磁共振分析仪的永磁磁体由两个平面磁极相对的偶极磁体组成, 其主要作用是产生稳定、均匀的主磁场, 磁场均匀性的提高有助于磁共振时域信号的检测和磁共振频域信号分辨率的改善^[1]. 而影响永磁磁体磁场均匀性的主要因素有磁体本身的非均匀性、周围铁磁性物质的干扰、被检测样品的磁化率突变以及磁体温度波动等, 对磁共振系统的磁体进行匀场可以改善其均匀性^[2,3]. 永磁磁体的匀场包括无源匀场和有源匀场两种方式, 其中有源匀场技术通常是在无源匀场的基础上对磁场均匀性进行优化, 通过放置在磁极中各向通电线圈所

产生的磁场来补偿固有磁场的非均匀度, 即在磁体两个平行极面上布置匀场线圈, 匀场电源给不同方向的匀场线圈施加一定大小的电流以产生合适的磁场, 从而对主磁场的非均匀性进行精细修正.

磁场源除了磁场强度要求外, 在一定空间范围内还应满足磁场均匀度要求, 通常将磁场均匀度很高的赫姆霍兹线圈作为标准磁场源. 1985年, 南开大学丁守谦^[4]发明了一种能产生均匀磁场的马鞍形线圈, 比同半径的赫姆霍兹线圈的均匀度高一个数量级以上. 1986年, Turner^[5]在设计磁共振成像设备的梯度线圈和屏蔽线圈时提出了目标场法. 2000年, Moon和Hatano^[6]采用流函数的方法设计凸表面梯度线圈. 2002年, Forbes和Crozier^[7]用采用目标场法设计了超导磁共振系统的圆柱状

* 国家重大科学仪器设备开发专项 (批准号: 2013YQ170463)、上海市高校“高峰高原”学科II类高原学科建设项目、上海高校教师专业发展工程青年骨干教师产学研项目和上海健康医学院医教协同 (产教融合) 应用型人才示范项目资助的课题.

† 通信作者. E-mail: qmhuang-paper@163.com

匀场线圈. 2004年, Harvey等^[8]研究了流函数方法对线圈表面电流的优化实现匀场. 2005年, 李霞和谢德馨^[9]采用流函数方法设计了自屏蔽的单平面梯度线圈. 2010年, Liu等^[10]采用目标场法设计了磁共振系统的双平面型匀场线圈. 本文采用磁场球谐函数展开级数对主磁场进行数学分析, 选取磁场谐波分量的关键项, 结合目标场点法和流函数设计相应阶次的匀场线圈, 匀场线圈通电产生的磁场抵消主磁场相应的非均匀性分量, 从而实现磁体系统的匀场修正^[11].

2 有源匀场理论推导

有源匀场线圈设计的实质是电磁场的计算问题, 电磁场的计算分为正问题和反问题两类, 正问题即已知场源(电流密度等)求解磁场分布, 反问题即已知磁场分布, 求解场源^[12]. 本文的设计方法属于后者, 基于有源匀场连续电流密度分布的思想, 采用目标场点法和流函数结合的方法, 在柱坐标系下, 由毕奥-萨伐尔定律确定磁场分布与电流密度的关系, 约束线圈半径和设置约束点后, 采用目标场分布逆向求解线圈平面的电流密度分布, 再用流函数将密度分布离散化处理, 得到线圈绕线位置分布, 利用数值计算工具编译匀场线圈设计的方法, 从而实现高阶有源匀场线圈的设计.

2.1 基于目标场点法的磁场分析

磁共振系统的磁体空间是没有电荷分布的球形工作区域(diameter of spherical volume, DSV), 根据麦克斯韦方程组可知, 在无电流的情况下, 永磁磁体产生的无源静磁场是一个无旋场, 磁场的分布符合多重级数解析表达式, 与坐标无关的级数项是磁场的均匀分量, 与坐标成线性关系的级数项是一阶非均匀分量, 依此类推^[13].

核磁共振分析仪的主磁场 B_0 的方向定义为 z 轴方向, 射频磁场垂直于 z 轴方向施加, 设磁场中心为坐标原点, 在球坐标系 (r, θ, ϕ) 计算得到磁场某一点沿 z 方向的磁感应强度为

$$B_z = \mu_0 \sum_{\alpha=0}^{\infty} \sum_{\beta=0}^{\alpha} (\alpha + \beta + 1) r^{\alpha} P_{\alpha}^{\beta}(\cos \theta) \times \begin{pmatrix} A_{\alpha+1}^{\beta} \\ B_{\alpha+1}^{\beta} \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} \cos \beta \phi \\ \sin \beta \phi \end{pmatrix}, \quad (1)$$

式中 μ_0 为真空磁导率, $P_{\alpha}^{\beta}(\cos \theta)$ 为连带勒让德函数, $A_{\alpha+1}^{\beta}, B_{\alpha+1}^{\beta}$ 为与 r, θ, ϕ 有关的常系数, 其中 α, β 分别为 B_z 的阶次和次序. (1)式说明磁场由谐波分量构成, 在直角坐标系 (x, y, z) 下表达式为^[14-16]

$$\begin{aligned} B_z = & A_1^0 + A_2^0 z + A_2^1 x + B_2^1 y + A_3^0 [2z^2 - (x^2 + y^2)] \\ & + A_3^1 xz + B_3^1 yz + A_3^2 (x^2 - y^2) + B_3^2 xy \\ & + A_4^0 z [2z^2 - 3(x^2 + y^2)] \\ & + A_4^1 x [4z^2 - (x^2 + y^2)] \\ & + B_4^1 y [4z^2 - (x^2 + y^2)] \\ & + A_4^2 z (x^2 - y^2) + B_4^2 xyz \\ & + A_4^3 x (x^2 - 3y^2) + B_4^3 y (3x^2 - y^2) \\ & + A_5^0 [8z^3 - 24z^2 (x^2 + y^2) \\ & + 3(x^2 + y^2)^2] + \dots, \quad (2) \end{aligned}$$

(2)式中除第一项(A_1^0)与坐标 x, y, z 无关, 磁场为均匀场, 其余项均与坐标 x, y, z 有关, 是引起磁场非均匀性的分量, 包括3个线性项(A_2^0, A_2^1, B_2^1), 5个平方项($A_3^0, A_3^1, B_3^1, A_3^2, B_3^2$), 7个三次方项, 9个四次方项等. 依据(2)式可计算得到 B_z 分量在直角坐标系和球坐标系下的分量^[17], 如表1所列.

若设计有源匀场线圈使之产生的磁场分别按(2)式中各项形式分布(第一项除外), 且与对应项的磁场大小相等、方向相反, 磁场叠加后相互抵消相应的非均匀性分量, 实现磁共振系统磁场的均匀性调节. 例如: 设置三个线性匀场线圈 X, Y, Z , 消除(2)式中的 $A_2^0 z, A_2^1 x, B_2^1 y$ 三项, 磁场就可达到线性均匀. 通常磁共振成像仪的梯度线圈产生的磁场是 X, Y, Z 的一阶函数, 常用作一阶有源匀场线圈, 即梯度匀场. 再增加能够消除 $A_3^0 [2z^2 - (x^2 + y^2)], A_3^1 xz, B_3^1 yz, A_3^2 (x^2 - y^2), B_3^2 xy$ 等平方分量项的匀场线圈, 磁场就能达到平方均匀, 依此类推.

2.2 有源匀场电流密度函数分析

有源匀场后的磁场均匀度取决于所补偿的项数, 即匀场线圈的数目. 匀场线圈的磁场特征是按空间分布, 实际匀场要调整各方向匀场线圈的电流来实现匀场线圈磁场大小的调节. 根据(1)式可知, 电流分布的影响因素由系数 $A_{\alpha+1}^{\beta}, B_{\alpha+1}^{\beta}$ 决定. 假设线圈的半径 $0 \leq \rho \leq \rho_{\max}$, ρ_{\max} 为线圈的最大半径, 极坐标系 (ρ, φ) 下线圈平面的电流函数的形式为

表 1 B_z 在直角坐标系和球坐标系下的分量表示
Table 1. Component representation of B_z in Cartesian and spherical coordinates.

阶次	次序	分量	系数	球坐标系	直角坐标系
				(r, θ, ϕ)	(x, y, z)
0	0	Z^0	A_1^0	1	1
1	0	Z	$2A_2^0$	$r\cos\theta$	z
1	1	X	$3A_2^1$	$r\sin\theta\cos\phi$	x
1	1	Y	$3B_2^1$	$r\sin\theta\sin\phi$	y
2	0	Z^2	$3A_3^0$	$r^2(3\cos^2\theta-1)/2$	$z^2-(x^2+y^2)/2$
2	1	XZ	$12A_3^1$	$r^2\cos\theta\sin\theta\cos\phi$	xz
2	1	YZ	$12B_3^1$	$r^2\cos\theta\sin\theta\sin\phi$	yz
2	2	X^2-Y^2	$15A_3^2$	$r^2\sin^2\theta\cos 2\phi$	x^2-y^2
2	2	$2XY$	$15B_3^2$	$r^2\sin^2\theta\sin 2\phi$	$2xy$
3	0	Z^3	$4A_4^0$	$r^3\cos\theta(5\cos^2\theta-3)/2$	$z[z^2-3(x^2+y^2)/2]$
3	1	XZ^2	$15A_4^1$	$r^3\sin\theta\cos\phi(5\cos^2\theta-1)/2$	$x[4z^2-(x^2+y^2)]$
3	1	YZ^2	$15B_4^1$	$r^3\sin\theta\sin\phi(5\cos^2\theta-1)/2$	$y[4z^2-(x^2+y^2)]$
3	2	$Z(X^2-Y^2)$	$90A_4^2$	$r^3\cos\theta\sin^2\theta\cos 2\phi$	$z(x^2-y^2)$
3	2	XYZ	$90B_4^2$	$r^3\cos\theta\sin^2\theta\sin 2\phi$	$2xyz$
3	3	X^3	$105A_4^3$	$r^3\sin^3\theta\cos 3\phi$	x^3-3xy^2
3	3	Y^3	$105B_4^3$	$r^3\sin^3\theta\sin 3\phi$	$3x^2y-y^3$
4	0	Z^4	$5A_5^0/8$	$r^4(35\cos^4\theta-30\cos^2\theta+3)$	$8z^4-24z^2(x^2+y^2)+3(x^2+y^2)^2$
...

$S^\pm(\rho, \varphi)$ 满足连续流体方程, 则流函数为

$$S^\pm(\rho, \varphi) = (\pm 1)^{\alpha+\beta} \cos \beta \varphi \sum_{q=1}^Q U_q S_q(\rho),$$

$$0 \leq \rho \leq \rho_{\max}, \quad (3)$$

式中 U_q 为电流密度系数, q 表示电流密度展开的项数 ($1 \leq q \leq Q$, 为整数), $S_q(\rho)$ 为流函数展开项. 此处 l, k 分别代表线圈的阶次和次序. 依据表 1, B_z 分量在直角坐标系和球坐标系下的分量表示中, 当 $k=0$ 时, 电流密度将激发一个纵向 (z 方向) 梯度场或均匀磁场; 当 $k=1$ 时, 线圈将激发在 x 或者 y 方向的横向线性梯度场; 当 $k \geq 2$ 时, 即为高阶匀场线圈的情况; 对于 z, z^2 线圈来说 $k=0$; 对于 x, y, xz, yz 线圈来说 $k=1$; 对于 xy 线圈 $k=2$. “ \pm ” 代表线圈的上、下平面, 对于 z, xz, yz, z^3, z^5 线圈, 上、下平面电流方向相反, 电流密度互为相反数; 对于 $x, y, xy, z^2, x^2+y^2, x^2-y^2, z^4$ 线圈, 上、下平面电流方向相同, 电流密度也相同 [18,19].

$$V_\alpha^k = DU, \quad (4)$$

其中, $U = [U_1, U_2, U_3, \dots, U_Q]^T$, $V_\alpha^k = [V_{\alpha(1)}^k, V_{\alpha(2)}^k, V_{\alpha(3)}^k, \dots, V_{\alpha(N)}^k]^T$, i, q 为常数, $D(i, q)$ 的值是确定

的. l 阶次、 k 次序的线圈, i 值的不同可产生无限种谐波分量的磁场, V_1^k 为各阶次线圈产生的谐波磁场. $l = \alpha(i)$. 预先设定目标磁场如下:

$$V_\alpha^k = \delta_{l, \alpha(i)} V_\alpha^k = V_l^k. \quad (5)$$

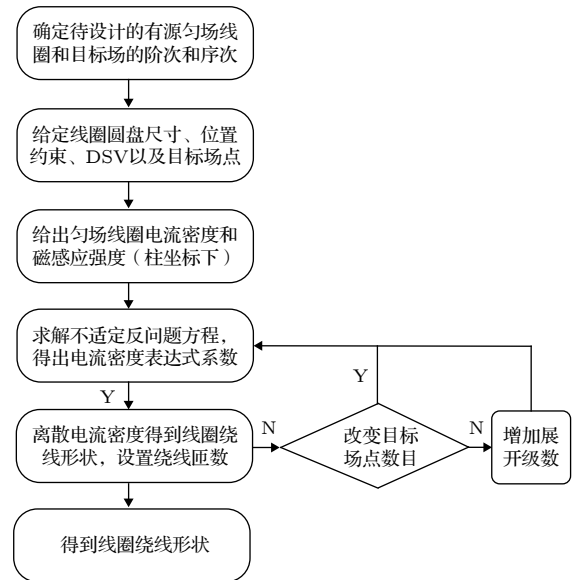


图 1 目标场及流函数结合的有源匀场线圈设计算法流程

Fig. 1. Design algorithm flow of active shimming coil based on target field and flow function.

单一匀场线圈仅产生特定类型(正弦或者余弦)的谐波场, l 和 k 的值作为目标给出. $V_l^k(i)$ 为任意非零值, 与对应系数矩阵 U 成正比. 当 D 为常数时, 求解对应系数矩阵 U , U 增大仅改变幅度, 而不影响其分布. 将求解的矩阵 U 代入(3)式获得流函数 $S(\rho, \varphi)$, 对连续的流函数进行离散处理, 得到的电流路径即为线圈的布线轨迹. 设流函数的最大值 I_{\max} 和最小值 I_{\min} , 在圆形平面的线圈匝数为 N , 则每匝导线上的电流为

$$I_0 = (I_{\max} - I_{\min}) / N, \quad (6)$$

(6)式中线圈匝数 N 可调, 从而实现每匝线圈电流 I_0 的可调, 根据 N 和 I_0 的不同, 得到流函数的一组等值线:

$$S(\rho, \varphi) = (j + 0.5) I_0 + I_{\min}, \quad (j = 0, 1, 2, \dots, N - 1). \quad (7)$$

电流密度函数的等值线图中等值线的位置, 即线圈绕线位置分布^[20,21].

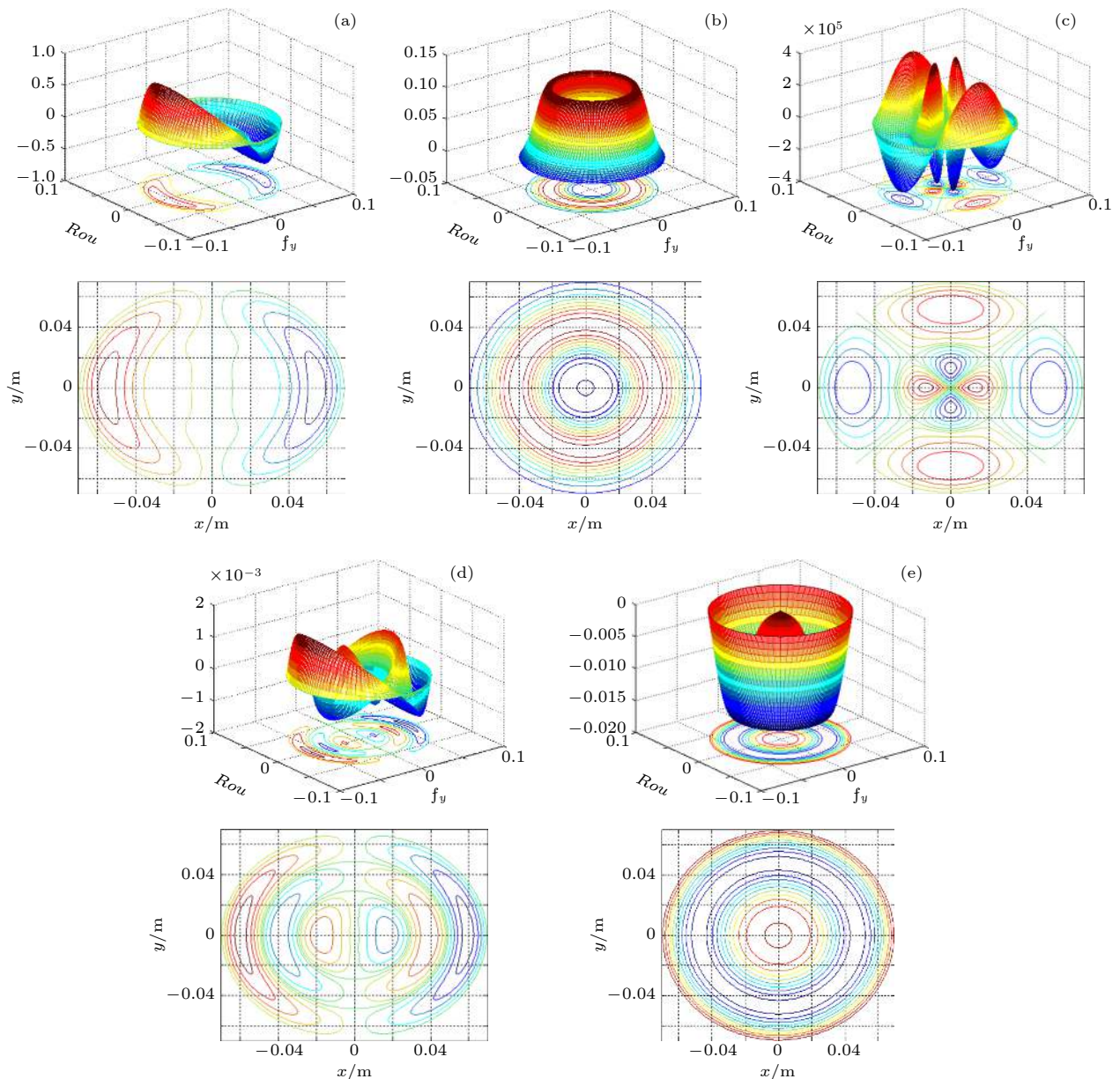


图 2 各阶次线圈的流函数和绕线分布 (a) X, Y线圈的流函数和绕线分布; (b) Z线圈的流函数和绕线分布; (c) XY线圈的流函数和绕线分布; (d) XZ, YZ线圈的流函数和绕线分布; (e) Z^2 线圈的流函数和绕线分布

Fig. 2. Flow function distribution and coil winding of each order coils: (a) Flow function distribution and coil winding of X and Y coil; (b) flow function distribution and coil winding of Z coil; (c) flow function distribution and coil winding of XY coil; (d) flow function distribution and coil winding of XZ and YZ coil; (e) Z^2 coil.

3 有源匀场线圈仿真设计

3.1 有源匀场线圈设计算法

如图 1 所示, 目标场及流函数结合的有源匀场线圈设计算法流程. 根据毕奥-萨伐尔定理, 采用目标场法和流函数结合的方式求解出线圈的绕线分布, 已知 V, D 的情况下, 关键在于如何通过方程 $V_{\alpha}^k = DU$, 求解出系数矩阵 U , 方程求解的精度决定匀场线圈设计的成败 [22].

在 MATLAB 平台下编译了相应的算法, 算法设计步骤如下: 1) 确定待设计的匀场线圈的阶次和序次, 确定目标场的阶次和序次; 2) 根据核磁共

振分析仪磁体尺寸给定双平面型有源匀场线圈圆盘尺寸、线圈位置约束、球形工作区域以及目标场点; 3) 在柱坐标下给出有源匀场线圈电流密度、磁感应强度表达式; 4) 求解不适定反问题方程 $V_{\alpha}^k = DU$, 得出电流密度表达式系数; 5) 改变目标场点, 增加展开式级数, 转 Step5 继续计算; 6) 根据计算出的电流密度表达式系数, 得到匀场线圈的电流密度表达式; 7) 采用流函数技术进行离散化处理, 输入设定的绕线匝数; 8) 终止计算, 输出绕线形状 [23].

3.2 有源匀场线圈设计结果

为验证目标场及流函数结合的有源匀场线圈

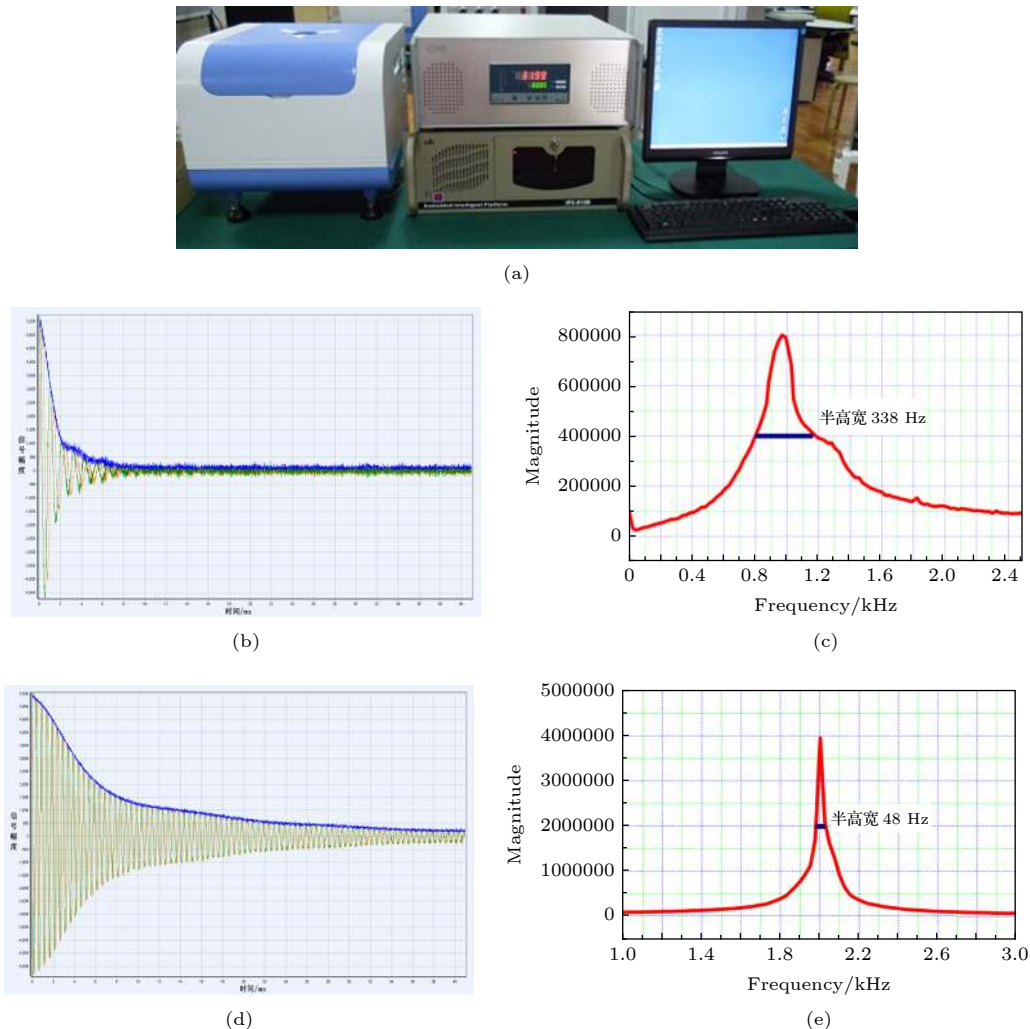


图 3 采用有源匀场线圈匀场前后磁共振检测的 FID 信号和频谱的 FWHM (a) 有源匀场线圈应用于磁共振系统的实验平台; (b) 匀场前 FID 信号; (c) 匀场前频谱的 FWHM; (d) 二阶匀场线圈匀场后的 FID 信号; (e) 二阶匀场线圈匀场后频谱的 FWHM

Fig. 3. FID signal detected by magnetic resonance before and after shimming with active shimming coil: (a) Experimental platform of active shimming coil applied to magnetic resonance system; (b) FID signal before shimming; (c) FWHM of the pre-shimming spectrum; (d) FID signal after the second-order shimming coil shimming; (e) FWHM of after the second-order shimming coil shimming.

表 2 有源匀场线圈匀场效果评价技术指标对比

Table 2. Comparison of technical indicators for evaluating shimming effect of active shimming coil.

有源匀场线圈	FID信号(积分区域)	频谱半高宽/Hz	磁场均匀性/ppm
匀场前	1270683	338	19.17
一阶线圈匀场	3937325	98	18.23
二阶线圈匀场	4866520	48	1.98

设计算法的有效性,选取磁体的磁极间距为 42 mm 的核磁共振分析仪有源匀场线圈作为设计对象,其工作区直径为 27.5 mm 球形工作区域,设计 3 组有源匀场一阶线圈 (X, Y, Z) 以及 4 组二阶线圈 (XY, XZ, YZ, Z^2),通过有源匀场线圈产生的磁场对主磁场进行补偿.通过 MATLAB 实现有源匀场线圈设计仿真,运行程序后输出 7 组匀场线圈的绕线分布,如图 2,各阶次线圈的流函数和绕线分布 [24].

4 实验讨论

根据磁共振分析仪主磁场均匀性的调节原理,主磁场越均匀,磁共振的自由感应衰减信号 (free induction decay, FID) 的拖尾越长,信号的积分面积越大,信号的频谱越窄,即信号频谱的半高宽 (full width half maximum, FWHM) 越小,信号的分辨率越高.如图 3 所示,采用有源匀场线圈匀场前后磁共振检测的 FID 信号和频谱的 FWHM,设计实验如下:采用长的横向弛豫时间 (transverse relaxation time, T_2) 检测蒸馏水样品,设置射频中心频率设置为 17.02 MHz,将通过算法仿真设计制作出的有源匀场线圈实物安装在核磁共振分析仪磁体两极上,选择硬脉进行磁共振分析仪的 FID 信号采集.

有源匀场线圈匀场前后的 FID 信号积分面积、频谱半高宽、磁场均匀性等技术指标如表 2 所列,有源匀场线圈匀场效果技术指标对比,分析可知,有源匀场线圈匀场后 FID 信号的积分面积显著增大,频谱的半高宽明显减小,说明磁场均匀性得到了很大改善 [25,26].

5 结论

本文根据有源匀场线圈目标场点法和流函数结合的设计理论,详细推导了磁场的球谐函数展开级数,对磁共振系统的磁体产生的主磁场进行数学分析,确定选取一阶、二阶及关键高阶次项进行有

源匀场线圈的设计,利用匀场线圈产生的磁场来补偿主磁场中的非均匀性磁场分量.系统阐述了有源匀场线圈设计算法,并利用数值计算工具编译实现了软件算法,通过输入目标参数,自动输出有源匀场线圈的绕线的形状数据,根据各阶次线圈的流函数分布及线圈的绕线生产制作了匀场线圈,应用于核磁共振分析仪的磁体系统,根据硬脉冲 FID 信号采集实验结果,有源匀场线圈匀场后的 FID 信号积分面积显著增大,频谱的半高宽明显减小,说明基于目标场及流函数结合设计制作的有源匀场线圈能够有效补偿主磁场中的不均匀磁场,使磁共振系统的磁场均匀性得到了很大改善,能够达到匀场的目的.

参考文献

- [1] Bai Y, Wang Q L, Yu Y J 2004 *Proc. CSEE* **24** 132 (in Chinese) [白焱, 王秋良, 余运佳 2004 *中国电机工程学报* **24** 132]
- [2] Hu G, Ni Z, Wang Q 2014 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **24** 1
- [3] Kong X 2016 *J. Magn. Reson.* **263** 122
- [4] Ding S Q 1985 CN 1061486 A (in Chinese) [丁守谦 1985 CN 1061486 A]
- [5] Turner R 1986 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **19** L147
- [6] Moon S, Hatano M 2000 *J. Phys.* **88** 4994
- [7] Forbes L K, Crozier S 2002 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **35** 839
- [8] Harvey P R, Smink J S, Peeren G N, Jacob A D 2004 *US Patent* **7** 412 278
- [9] Li X, Xie D X 2005 *Annual Conference Papers on Electrical Theory and New Technologies* (in Chinese) [李霞, 谢德馨 2005 电工理论与新技术学术年会论文集]
- [10] Liu W, Tang X, Zu D 2010 *Concepts Magn. Reson. Part B* **37B** 29
- [11] Liu W T, Zu D L, Tang X 2010 *Chin. Phys. B* **19** 018701
- [12] Poole M S 2007 *Ph. D. Dissertation* (Nottingham: The University of Nottingham)
- [13] Liu W T, Zu D L, Tang X 2007 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **40** 4418
- [14] Forbes L K, Crozier S 2003 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **36** 68
- [15] Chen S S, Xia T, Miao Z Y 2017 *Meas. Sci. Technol.* **28** 055902
- [16] Zhang R, Xu J, Fu Y 2011 *Meas. Sci. Technol.* **22** 25505
- [17] You X F, Hu L L, Yang W H 2010 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **20** 1045
- [18] Tian X, Miao Z Y, Chen S S 2017 *PLoS One* **12** e0181552

- [19] Xiao C, Cai C, Chen Z 2008 *IEEE International Symposium on IT in Medicine and Education*
- [20] Li J S, Chen Y S 1983 *Anal. Instrum.* 27 (in Chinese) [李杰森, 陈应书 1983 分析仪器 27]
- [21] Forbes L K, Brideson M A, Crozier S 2005 *IEEE Trans. Magn.* 41 2134
- [22] Li C L, Guo J, Zhang P 2014 *Chin. Phys. Express: Engl. Ed.* 31 184
- [23] Wang H Z, Cai X Y, Wang H 2011 *Acta Phys. Sin.* 60 090204 (in Chinese) [汪红志, 蔡筱云, 王鹤 2011 物理学报 60 090204]
- [24] Zhou Y S, Cao J 2010 *Acta Phys. Sin.* 59 2898 (in Chinese) [周玉淑, 曹洁 2010 物理学报 59 2898]
- [25] Shen J, Ning R P, Liu Y 2006 *Acta Phys. Sin.* 55 3060 (in Chinese) [沈杰, 宁瑞鹏, 刘颖 2006 物理学报 55 3060]
- [26] Pan H, Jia F, Liu Z Y 2018 *Chin. Phys. B* 27 50201

Method of designing magnetic resonance active shimming coil based on target field point method and flow function*

Huang Qing-Ming¹⁾²⁾³⁾⁴⁾ Chen Shan-Shan²⁾³⁾ Zhang Jian-Qing²⁾³⁾
 Yang Yang²⁾ Zheng Gang^{1)4)†}

1) (School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

2) (School of Medical Imaging, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China)

3) (Shanghai Key Laboratory of Molecular Imaging, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China)

4) (Laboratory of Medical Imaging Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

(Received 24 April 2019; revised manuscript received 22 June 2019)

Abstract

Uniformity of magnetic field is an important parameter of magnetic resonance system. Improving the uniformity of magnetic field is helpful for detecting the magnetic resonance time domain signal and improving the resolution of magnetic resonance frequency domain signal. Based on the idea of continuous current density distribution in an active shimming field, the shimming coil is designed by combining the target field point method with the current function method. That is to say, the relationship between magnetic field distribution and current density is determined by Biot-Savart law. After confining the coil radius and setting the constraint point, the current density distribution on the coil plane is inversely solved according to the target field distribution. Then the current density distribution is discretized by the current function, and the winding position distribution of the uniform field coil is obtained. According to the results of electromagnetic simulation, the first-order and second-order shimming coils are fabricated and applied to the magnetic resonance analyzer. The experimental results show that the shimming coils can effectively improve the magnetic field uniformity of the permanent magnet in nuclear magnetic resonance (NMR) system.

Keywords: spherical harmonic function, target field point method, flow function, shimming coil

PACS: 83.85.Fg, 07.10.Fq, 52.57.Bc, 02.60.Cb

DOI: 10.7498/aps.68.20190612

* Project supported by the National Grant Project for the Development of Major Scientific Instruments and Equipment (Grant No. 2013yq170463), the Shanghai Municipal Education Commission (Class II Plateau Disciplinary Construction Program for Medical Technology of SUMHS, 2018-2020), China, the Professional Development Project for College Teachers in Shanghai, China, and the Application-oriented Talents Demonstration Project of Medical-Educational Synergy (Industry-Education Integration) of SUMHS, China.

† Corresponding author. E-mail: qmhuang-paper@163.com