

# 基于目标场法的永磁微型核磁共振成像系统梯度线圈设计的多参数仿真研究

轩倩倩<sup>1</sup>, 夏天<sup>2</sup>, 何培忠<sup>3</sup>

1. 上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 华东师范大学磁共振重点实验室, 上海 200062; 3. 上海健康医学院影像学院, 上海 201318

**【摘要】目的:**研究永磁微型核磁共振成像系统双平面梯度线圈产生梯度磁场的最大线性偏离与电流密度函数展开阶数、线圈的最大半径、双平面线圈间距及目标场点数等参数的关系。**方法:**根据改进的目标场法,利用Matlab仿真设计双平面梯度线圈,然后利用控制变量法,分别模拟计算出各个参数在不同取值情况下梯度磁场的最大线性偏离值,最后对得到的数据进行分析。**结果:**利用上述方法,获得了最大线性偏离值随着横、纵向梯度线圈中各个参数的改变而分别产生不同程度的变化。**结论:**通过对以上参数的合理取值可以获得满足梯度线性度和制造工艺的梯度线圈。另外,此研究也可推广到永磁MRI系统双平面匀场线圈。

**【关键词】**磁共振成像;双平面梯度线圈;最大线性偏离;电流密度函数展开阶数;线圈最大半径;双平面线圈间距;目标场点数

**【中图分类号】**R445.2

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)06-0687-08

## Multi-parameter simulation research on design of gradient coils on mini-type permanent magnetic resonance imaging system based on target field method

XUAN Qianqian<sup>1</sup>, XIA Tian<sup>2</sup>, HE Peizhong<sup>3</sup>

1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Magnetic Resonance Key Laboratory, East China Normal University, Shanghai 200062, China; 3. Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China

**Abstract: Objective** To investigate the relationships between the maximum linear deviation (MLD) of gradient magnetic field at the design of biplanar gradient coils for mini-type permanent magnetic resonance imaging system and several parameters of coils, including the order of the current density expansion, the maximal radius of the coils, the gap between the biplanar coils and the number of the target field points. **Methods** According to the improved target field method, the biplanar gradient coils are designed by Matlab simulation. Then the MLD under different values of each parameter was calculated by control variable method, and the data were analyzed. **Results** Using the above-mentioned methods, the relationships between MLD and various parameters in transverse and longitudinal gradient coils were obtained. **Conclusion** The reasonable values of parameters can make the designed gradient coils meet the requirements for gradient linearity and manufacturing technique. This study can also be extended to the biplanar shimming coils on permanent magnetic resonance imaging system.

**Keywords:** magnetic resonance imaging; biplanar gradient coils; maximum linear deviation; order of the current density expansion; maximal radius of the coils; gap between the biplanar coils; number of the target field points

**【收稿日期】**2018-01-07

**【基金项目】**国家重大科学仪器设备开发专项(2013YQ170463)

**【作者简介】**轩倩倩, 硕士, 研究方向: 医学成像及图像处理技术, E-mail: 18721289807@163.com

**【通信作者】**何培忠, 博士, 教授, 主要从事医学影像设备相关应用技术的开发与研究, E-mail: hepz@sumhs.edu.cn

## 前言

目标场(Target Field, TF)法是Turner<sup>[1-2]</sup>于20世纪80年代提出的,开辟了以逆方法设计核磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)系统中有源线圈的新纪元。自此,TF法具有强大的吸引力,博得众多MRI研究者的青睐,不断有研究者在Turner提出

的原始TF法的基础上进行改进。原始TF法是为超导MRI圆柱面梯度线圈的设计而提出的。针对永磁MRI双平行平面磁极的C形磁体,Liu等<sup>[3]</sup>于1998年改进了TF法,以用来设计平面梯度线圈。为克服Turner的TF法不能限制线圈长度的缺陷,Forbes等<sup>[4]</sup>于2004年提出一种用Tikhonovz正则化方法<sup>[5]</sup>求解积分方程的新TF法,用于设计有限长度的双平面匀场线圈,因梯度线圈除了产生梯度磁场外,也同时可作为室温一阶匀场线圈,所以此方法也可用于设计双平面梯度线圈。Morrone<sup>[6]</sup>和Liu等<sup>[3]</sup>分别采用极坐标系和笛卡尔坐标系把电流限定在一个圆形和正方形区域内。对于获得的连续电流密度分布,用流函数的方法对其进行离散化,得到线圈的绕线分布。Liu等<sup>[7]</sup>于2007年对TF法做了实质性的革新,避免使用繁琐的正则化方法而是通过巧妙地选择TF点和电流展开级数,直接求得矩阵方程的解,通过电流密度函数展开阶数的不同取值与横向梯度线圈产生的梯度磁场的最大线性偏离及电流振荡周期数等指标的关系对其进行折中选择。2010年,You等<sup>[8]</sup>结合Forbes等<sup>[4]</sup>和Liu等<sup>[7]</sup>的方法为1.5 T永磁小动物MRI系统设计双平面匀场线圈,并表示此方法也可用于设计超导或永磁MRI系统的屏蔽梯度线圈。Zhang等<sup>[9]</sup>于2011年提出一种新TF法为永磁MRI系统设计高线性、低电感、小电阻的双平面梯度线圈。Hu等<sup>[10]</sup>于2012年针对圆柱形梯度线圈和匀场线圈提出一种基于LASSO算法的TF法。2013年,胡格丽等<sup>[11]</sup>改进TF法,结合傅里叶级数展开法及L2正则化的标准最小二乘法设计双平面矩形梯度线圈。考虑到洛伦兹力引起的振动对线圈的影响,Hu等<sup>[12]</sup>于2014年针对纵向梯度线圈提出一种以振动控制函数作为约束条件的TF法。Chen等<sup>[13]</sup>于2017年针对21.3 MHz的小动物MRI提出一种新的TF法,并设计了11对有源匀场线圈,并说明此方法也适用于双平面梯度线圈的设计。从本质上讲,设计梯度线圈是为了产生线性梯度磁场,梯度磁场的线性度关系着MR图像的空间分辨率,决定着图像的质量,进而决定MRI的性能<sup>[14]</sup>。

对于MRI线圈的设计,从文献上看,国内外主要围绕超导或永磁人体系统进行研究。而对永磁微型MRI系统线圈的研究不多<sup>[15]</sup>。本研究主要针对永磁微型MRI系统,基于改进的TF法,利用控制变量法研究梯度磁场在20 mm成像区域(Diameter of Spherical Volume, DSV)范围内梯度最大线性偏离与线圈的多个参数,即电流密度函数展开阶数、线圈的最大半径、双平面线圈间距、TF点数之间的关系。

## 1 改进TF法的理论推导

在永磁MRI系统中,梯度线圈和DSV区域的几何形状大致如图1所示。线圈的结构是双平面的,且分别置在平面 $z = \pm a$ ,半径满足 $R_0 < R < R_m$ ,其中, $R_m$ 是线圈的最大半径, $R_0$ 是线圈的中心孔半径,DSV区域为球域或椭球域。 $P(x, y, z)$ 是笛卡尔坐标系下DSV区域内的场点, $P'(R, \varphi)$ 是极坐标系下梯度线圈平面内的源点。引入三角函数作为平面电流密度的基函数进行傅里叶预处理,展开成如下分量:

$$\begin{cases} J_R = \sum_{q=1}^Q U_q \frac{k}{R} \sin[qc(R-R_0)] \sin k\varphi \\ J_\varphi = \sum_{q=1}^Q U_q qc \cos[qc(R-R_0)] \cos k\varphi \end{cases} \quad (1)$$

式中, $c = \pi/(R_m - R_0)$ ;  $q$ 和 $k$ 都是整数;当线圈半径 $R \leq R_0$ 和 $R \geq R_m$ 时, $J_R = 0$ 可确保电流被限于有限的区域内; $U_q$ 是电流密度级数的展开项系数; $Q$ 是展开项阶数。参数 $k$ 值决定梯度线圈的阶数,当 $k = 0, 1$ 时,分别用于设计纵向梯度线圈和横向梯度线圈。

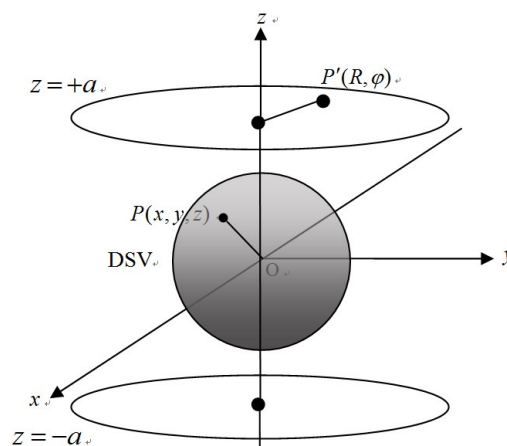


图1 双平面梯度线圈系统

Fig.1 Biplanar gradient coil system

DSV: Diameter of spherical volume

由Biot-Savart定律可知,电流在DSV区域内的任意场点 $P(x, y, z)$ 处产生的磁场为:

$$B(x, y, z) = \frac{\mu_0}{4\pi} \iint \frac{J d\sigma' \times r}{r^3} \quad (2)$$

式中, $\mu_0$ 是真空磁导率; $J$ 是源点 $P'(R, \varphi)$ 的电流密度; $r$ 是由源点 $P'(R, \varphi)$ 指向场点 $P(x, y, z)$ 的位移矢量。在MRI系统中,主磁场 $B_0$ 的方向与 $z$ 方向相同,所以只考虑磁场轴向分量 $B_z$ 。双平面梯度线圈电流密度产生 $B_z(x, y, z)$ :

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{R_0}^{R_m} \int_0^{2\pi} \left( \frac{1}{r_+^3} + \frac{1}{r_-^3} \right) F(R, \varphi) R dR d\varphi \quad (3)$$

式(3)中,

$$F(R, \varphi) = (J_R \cos \varphi - J_\varphi \sin \varphi)(y - R \sin \varphi) - (J_R \sin \varphi + J_\varphi \cos \varphi)(x - R \cos \varphi) \quad (4)$$

$$r_\pm = [(x - R \cos \varphi)^2 + (y - R \sin \varphi)^2 + (z \mp a)^2]^{1/2} \quad (5)$$

### 1.1 横向梯度线圈

将  $k=1$  代入式(1), 得  $J_{R\text{tran}}$ 、 $J_{\varphi\text{tran}}$  :

$$\begin{cases} J_{R\text{tran}} = \sum_{q=1}^Q U_q \frac{1}{q} \sin[qc(R-R_0)] \sin \varphi \\ J_{\varphi\text{tran}} = \sum_{q=1}^Q U_q qc \cos[qc(R-R_0)] \cos \varphi \end{cases} \quad (6)$$

将式(6)中的  $J_{R\text{tran}}$ 、 $J_{\varphi\text{tran}}$  代入式(3), 得  $B_z(x, y, z)$  :

$$B_z(x, y, z) = \sum_{q=1}^Q U_q \left\{ \frac{\mu_0}{4\pi} \int_0^{R_m} \int_0^{2\pi} \left( \frac{1}{r_+^3} + \frac{1}{r_-^3} \right) E_{q\text{tran}} R dR d\varphi \right\} \quad (7)$$

式(7)中,

$$E_{q\text{tran}} = (\sin \beta - qcR \cos \beta)(y - R \sin \varphi) \sin \varphi \cos \varphi - (\sin \beta \sin^2 \varphi + qcR \cos \beta \cos^2 \varphi)(x - R \cos \varphi) \quad (8)$$

式(8)中,

$$\beta = qc(R - R_0) \quad (9)$$

因TF点的坐标和  $B_z(x, y, z)$  是事先设定的, 只需求出式(7)中电流密度级数的各阶系数  $U_q$ , 即可确定电流密度, 为方便起见:

$$D_{q\text{tran}} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_0^{R_m} \int_0^{2\pi} \left( \frac{1}{r_+^3} + \frac{1}{r_-^3} \right) E_{q\text{tran}} R dR d\varphi \quad (10)$$

因此式(7)可简化为:

$$B_z = \sum_{q=1}^Q U_q D_{q\text{tran}} \quad (11)$$

式(11)中,  $D_{q\text{tran}}$  是场点  $P(x, y, z)$  的函数;  $B_z$  是对应于各个场点  $P$  处沿  $Z$  轴方向的磁场分量。要求得到的电流密度分布, 只需求出  $\{U_q\}$ , 为此需设定TF点和目标梯度场值, 则有  $Q$  个未知数, 所以TF点的数量最少  $Q$  个, 这样列出包含  $Q$  个方程的方程组才能全部解出  $\{U_q\}$ 。首先为  $Q$  个TF点设定坐标  $P_i(x_i, y_i, z_i)$ ,  $i=1, 2, \dots, Q$ , 根据预设的TF点坐标求出一一对应的  $D_{iq\text{tran}}$  的值, 再由目标梯度磁场值  $G_i$ ,  $i=x, y, z$ , 为各个场点赋上目标值  $B_i$ , 可得:

$$\begin{bmatrix} B_1 \\ B_2 \\ B_3 \\ \vdots \\ B_Q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & \cdots & D_{1Q} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} & \cdots & D_{2Q} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} & \cdots & D_{3Q} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ D_{Q1} & D_{Q2} & D_{Q3} & \cdots & D_{QQ} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \\ U_3 \\ \vdots \\ U_Q \end{bmatrix} \quad (12)$$

求解矩阵方程(12), 得  $\{U_q\}$ , 就可确定电流密度分布。

用流函数方法<sup>[16]</sup>对连续电流密度分布离散化得

到线圈导线路径。因电流分布满足:

$$\nabla \cdot J = \frac{1}{R} \left[ \frac{\partial}{\partial R} (R J_R) + \frac{\partial J_\varphi}{\partial \varphi} \right] = 0 \quad (13)$$

所以在平面  $z = \pm a$  引入流函数  $I(R, \varphi)$ , 同时满足:

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial R} = -J_\varphi \\ \frac{\partial I}{\partial \varphi} = R J_R \end{cases} \quad (14)$$

根据式(6)、(14), 求得流函数:

$$I_{\text{tran}}(R, \varphi) = - \sum_{q=1}^Q U_q \sin[qc(R-R_0)] \cos \varphi \quad (15)$$

线圈平面内流函数的最大值以  $I_{\max}$  表示, 最小值则以  $I_{\min}$  表示。如果用  $N$  代表线圈的匝数, 那么用流函数  $I(R, \varphi)$  的等高线表示为:

$$I(R, \varphi) = I_{\min} + (i + 1/2) I_0, \quad i = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (16)$$

式中,  $I_0 = (I_{\max} - I_{\min})/N$ , 解得流函数的等高线分布来表示线圈的导线分布, 保证通入每匝线圈中的电流为  $I_0$ 。

### 1.2 纵向梯度线圈

将  $k=0$  代入式(1), 得  $J_{R\text{long}}$ 、 $J_{\varphi\text{long}}$  :

$$\begin{cases} J_{R\text{long}} = 0 \\ J_{\varphi\text{long}} = \sum_{q=1}^Q U_q qc \cos[qc(R-R_0)] \end{cases} \quad (17)$$

把式(17)代入式(3), 得  $B_z(x, y, z)$  :

$$B_z(x, y, z) = \sum_{q=1}^Q U_q \left\{ \frac{\mu_0}{4\pi} \int_0^{R_m} \int_0^{2\pi} \left( \frac{1}{r_+^3} + \frac{1}{r_-^3} \right) E_{q\text{long}} R dR d\varphi \right\} \quad (18)$$

式(18)中,

$$E_{q\text{long}} = qc \cos[qc(R-R_0)](R - y \sin \varphi - x \cos \varphi) \quad (19)$$

类比横向的推导过程, 求得流函数:

$$I_{\text{long}}(R, \varphi) = - \sum_{q=1}^Q U_q \sin[qc(R-R_0)] \quad (20)$$

同样对流函数进行离散化, 取其一组等高线表示纵向线圈的绕线分布。

## 2 梯度线圈的评价指标

对于MRI系统来说, 设计梯度线圈的根本目的在于产生线性的梯度磁场, 梯度磁场的线性度是用于线圈设计的TF法需考虑在内重要参数之一, 因其直接影响着MR图像的质量。以最大线性偏离<sup>[10,17-20]</sup>(评价梯度线性度的优劣)。

$$\gamma = \max \left| \frac{B_{z_i \text{cal}} - B_{z_i \text{ideal}}}{B_{z_i \text{ideal}}} \right| \times 100\% \quad (21)$$

其中,  $B_{z_i \text{cal}}$  和  $B_{z_i \text{ideal}}$  分别是DSV内某一选取的TF点磁感应强度轴向分量的计算值和理想目标值。  $\gamma$  值越小

表示梯度磁场的线性度越好,空间定位就越精确,进而得到的图像质量越高;反之, $\gamma$ 值越大代表线性度越差,则会导致严重的图像失真。对于20 mm DSV的永磁微型MRI系统, $\gamma$ 值一般不能大于5%或3%。

### 3 仿真结果

#### 3.1 梯度线圈的仿真设计

基于改进TF法的理论推导,目标梯度磁场强度

为0.1 T/m,线圈中心孔半径为0.5 mm,利用Matlab软件编写程序仿真分别设计横、纵向双平面梯度线圈。(1)横向梯度线圈:DSV球域的直径为20 mm,线圈匝数 $N=8$ ,TF点位于XOY平面,数量 $M=25$ ,TF点的选取和设计的横向梯度线圈如图2所示。(2)纵向梯度线圈:DSV球域的直径同为20 mm,线圈匝数 $N=16$ ,TF点位于DSV范围的第一卦限内,数量 $M=25$ ,TF点的采样和设计的线圈如图3所示。

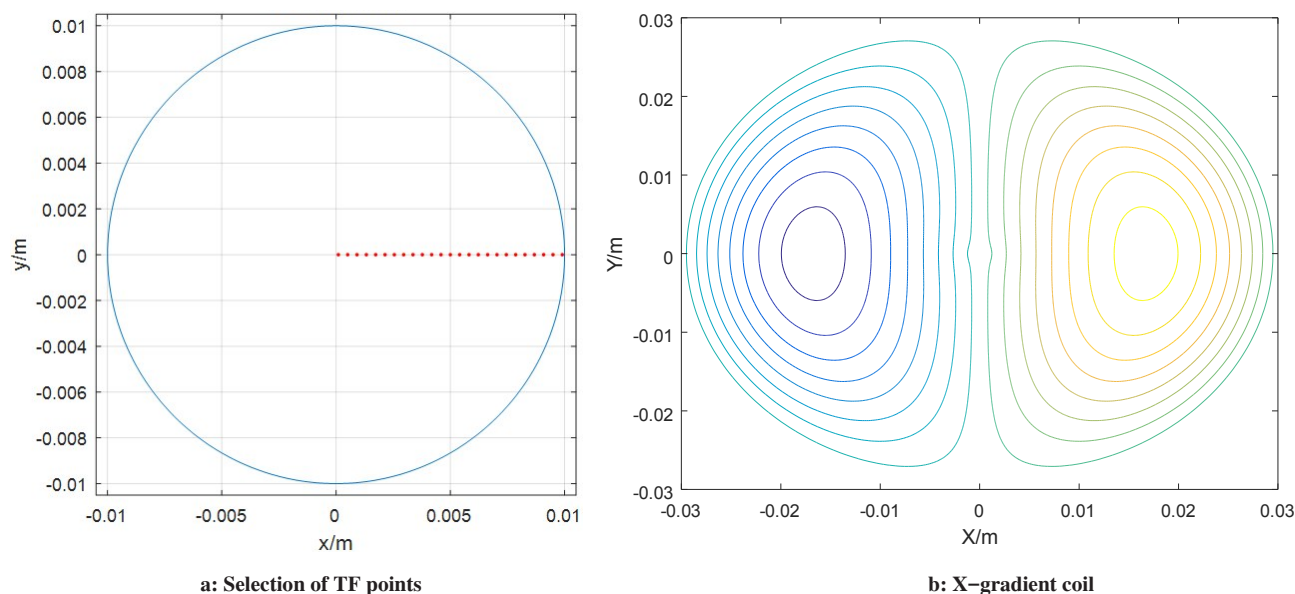


图2 TF点的选取和横向线圈的绕线模式

Fig.2 Selection of target field (TF) points and the winding pattern of the transverse gradient coil

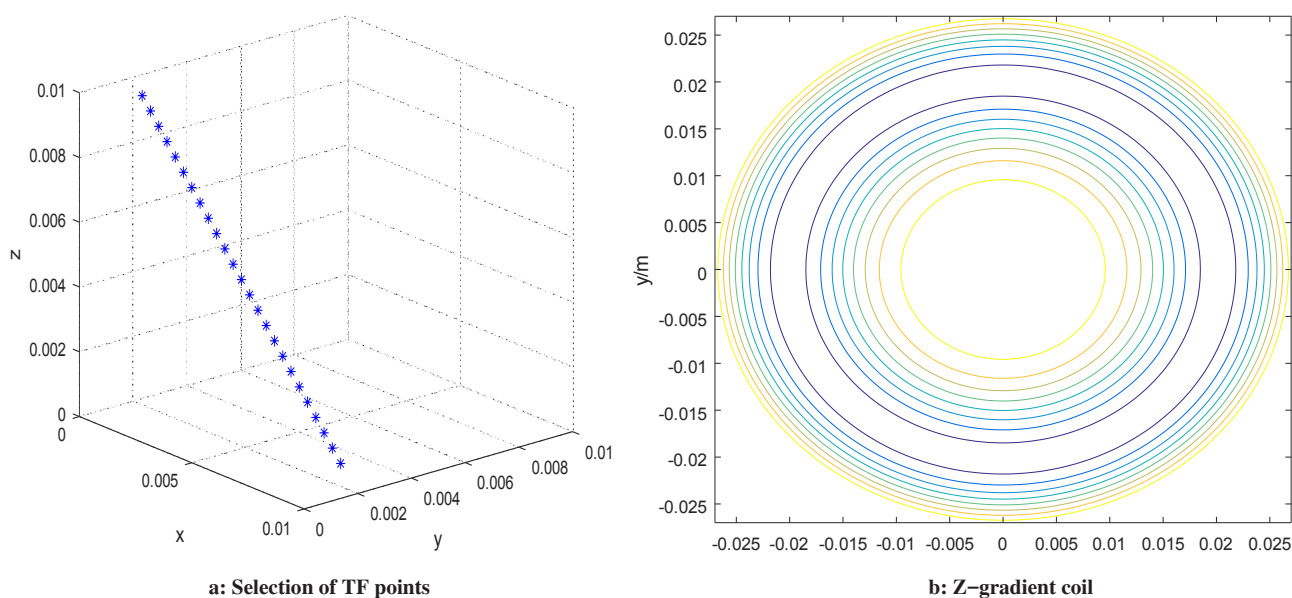


图3 TF点的选取和纵向梯度线圈的绕线模式

Fig.3 Selection of TF points and the winding pattern of the longitudinal gradient coil

#### 3.2 多参数与最大线性偏离关系的仿真研究

依据控制变量法,设计模拟计算实验,利用

Matlab模拟计算,研究最大线性偏离 $\gamma$ 与电流密度函数展开阶数 $Q$ 、线圈的最大半径 $R_m$ 、双平面线圈间



距  $2a$  及 TF 点的选取数量  $M$  之间的关系, 以便优化线圈的设计。

**3.2.1 电流密度函数展开阶数  $Q$**  对于横向梯度线圈, 设定双平面线圈间距  $2a$  为 0.030 m, TF 点的选取方式及数量同横向线圈的仿真设计, 线圈的最大半径  $R_m$  分别取: 0.015、0.018、0.021、0.024 m, 电流密度

函数展开阶数  $Q$  分别取 1~7。对于纵向梯度线圈, 设定线圈的最大半径  $R_m$  为 0.030 m, TF 点的选取方式及数量同纵向线圈的仿真设计, 双平面线圈间距  $2a$  分别取: 0.024、0.030、0.036、0.042 m, 电流密度函数展开阶数  $Q$  分别取 4~9。最大线性偏离  $\gamma$  与电流密度函数展开阶数  $Q$  之间的关系如图 4 所示。

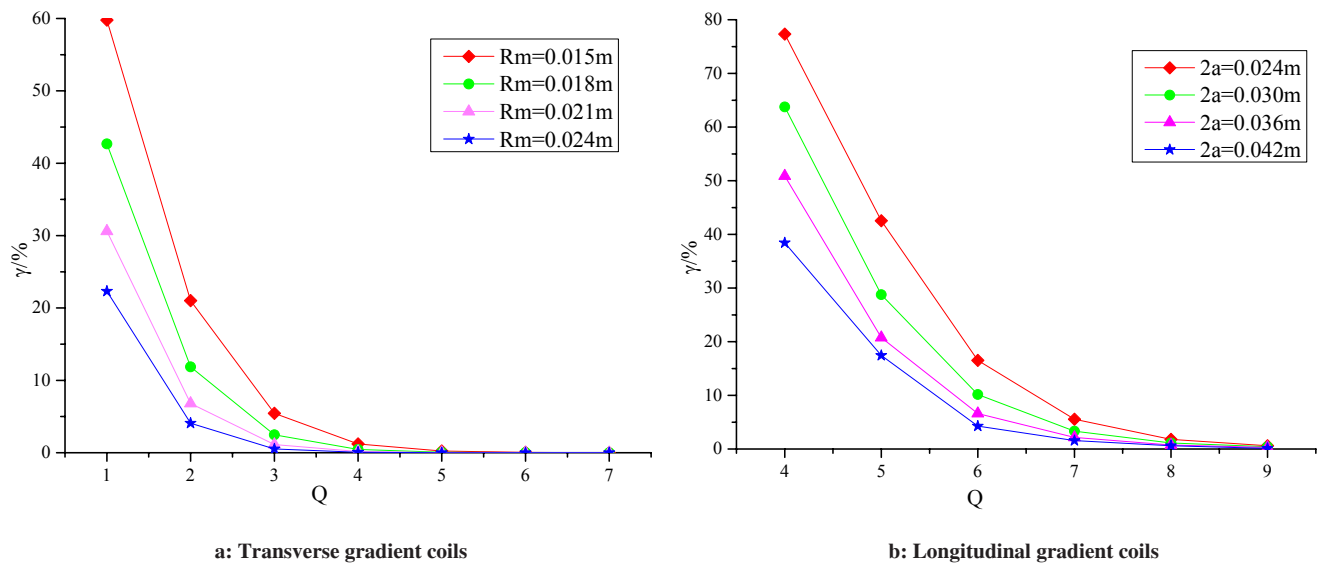


图4 最大线性偏离  $\gamma$  与电流密度函数展开阶数  $Q$  的关系

Fig.4 Relationships between MLD ( $\gamma$ ) and the order of current density expansion ( $Q$ )

MLD: Maximum linear deviation

从图 4 可以直观看出, 双平面梯度线圈不管是横向的还是纵向的, 随着  $Q$  值的增大,  $\gamma$  值都越来越小, 也就是说梯度磁场的线性度越来越好。并且随着  $Q$  值的不断增大,  $\gamma$  值衰减的幅度越来越小。当  $Q$  值一定大时,  $\gamma$  值已经很小, 表示线圈已经能非常精确地产生目标梯度场, 但线圈平面内的电流振荡周期数会随着  $Q$  值的增大而增大, 进而导致线圈的效率下降, 因此不能只考虑线性度而对  $Q$  取值太大, 还必须进行恰当的折中处理。

**3.2.2 线圈的最大半径  $R_m$**  从图 4a 可看出, 增大线圈半径也可减小最大线性偏离从而提高梯度线性度, 为充分说明这一点, 设计仿真实验如下: (1) 对于横向梯度线圈, TF 点的采样如图 2a 所示, 电流密度函数展开阶数  $Q=2$ , 双平面线圈间距  $2a$  分别取: 0.024、0.030、0.036 m, 对线圈的最大半径从 0.012 m 取到 0.060 m, 间隔 0.003 m。 (2) 对于纵向梯度线圈, TF 点的采样如图 2b 所示, 电流密度函数展开阶数  $Q=5$ , 双平面线圈间距  $2a$  分别取: 0.042、0.048、0.054 m, 对线圈的最大半径从 0.012 m 取到 0.060 m, 间隔 0.003 m。最大线性偏离  $\gamma$  与线圈最大半径  $R_m$  之间的关系

如图 5 所示。

从图 5 可以看出, 增大线圈的最大半径  $R_m$  均可使  $\gamma$  值减小来改善梯度磁场的线性度, 无论梯度线圈是横向还是纵向的。对于横向梯度线圈, 由图 5b 可知, 当线圈的最大半径  $R_m$  小于双平面线圈间距  $2a$  的 1.5 倍时, 随着  $R_m$  的逐渐增大,  $\gamma$  值迅速减小, 即梯度线性度得到迅速提高。当线圈的最大半径  $R_m$  大于双平面线圈间距  $2a$  的 1.5 倍时,  $\gamma$  值随着  $R_m$  的增大而缓慢增大, 即梯度线性度缓慢变差。另一方面, 在进行大量模拟计算的过程中, 从流函数的分布来看, 其他条件都不变时, 增加线圈最大半径可减少线圈平面内的电流振荡周期数。对于纵向梯度线圈, 当线圈的最大直径与双平面线圈间距大致相等时,  $\gamma$  值最小, 即线性度达到最好, 当线圈的最大直径小于双平面线圈间距时,  $\gamma$  值随着半径增大而减小得比较快, 反之, 减小得较慢。

**3.3.3 双线圈平面间距  $2a$**  从图 4b 看出, 增大双平面线圈间距可减小最大线性偏离从而提高梯度线性度, 为充分说明这一点, 设计仿真实验如下: (1) 对于横向梯度线圈, TF 点的采样同上, 线圈半径  $R_m$  为 0.021 m, 电流密度函数展开阶数  $Q$  分别取 2、3、4, 双

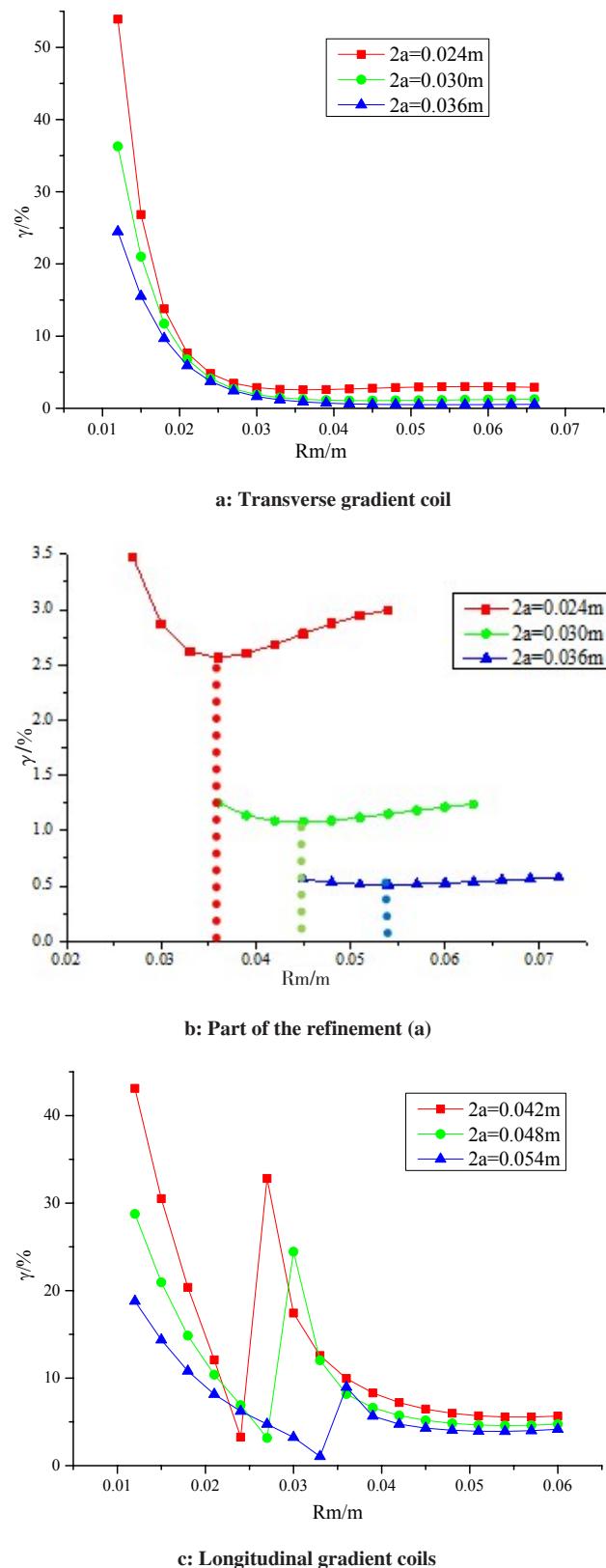


图5 最大线性偏离  $\gamma$  与线圈的最大半径  $R_m$  的关系  
Fig.5 Relationships between MLD ( $\gamma$ ) and the maximum radius of the biplanar gradient coils ( $R_m$ )

平面线圈间距为 0.024~0.054 m, 间隔为 0.003 m。(2) 对于纵向梯度线圈, TF 点的采样同上, 线圈半径  $R_m$

为 0.021 m, 电流密度函数展开阶数  $Q$  分别取 4、5、6, 双平面线圈间距为 0.036~0.078 m, 间隔为 0.006 m。最大线性偏离  $\gamma$  与双线圈平面间距  $2a$  的关系如图 6 所示。

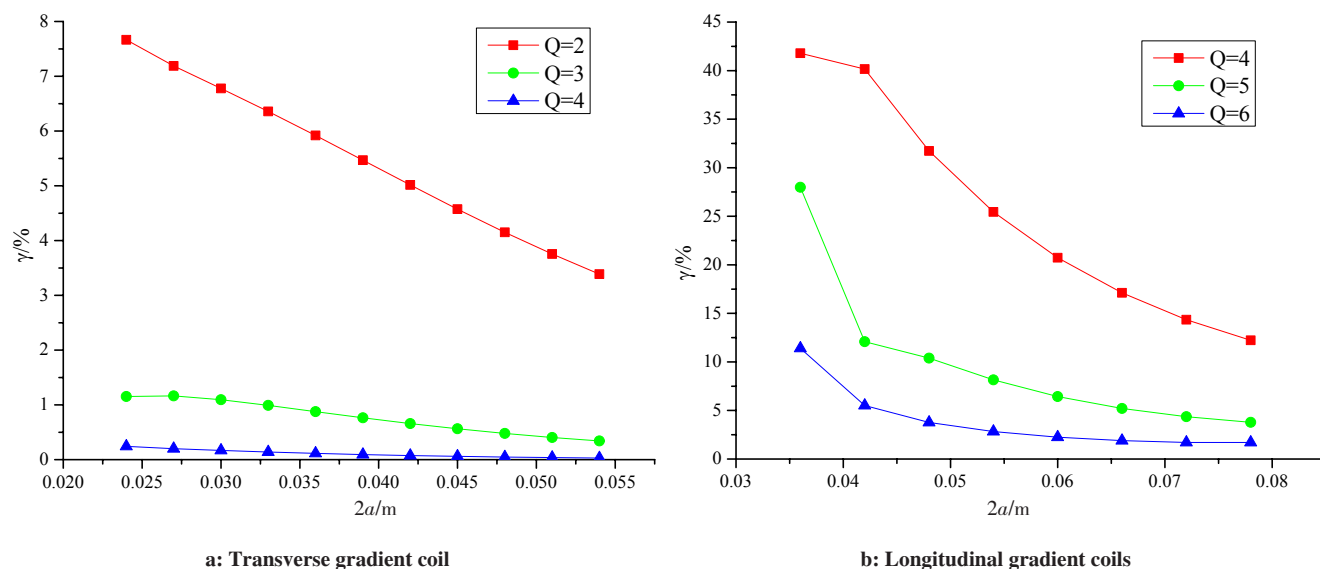
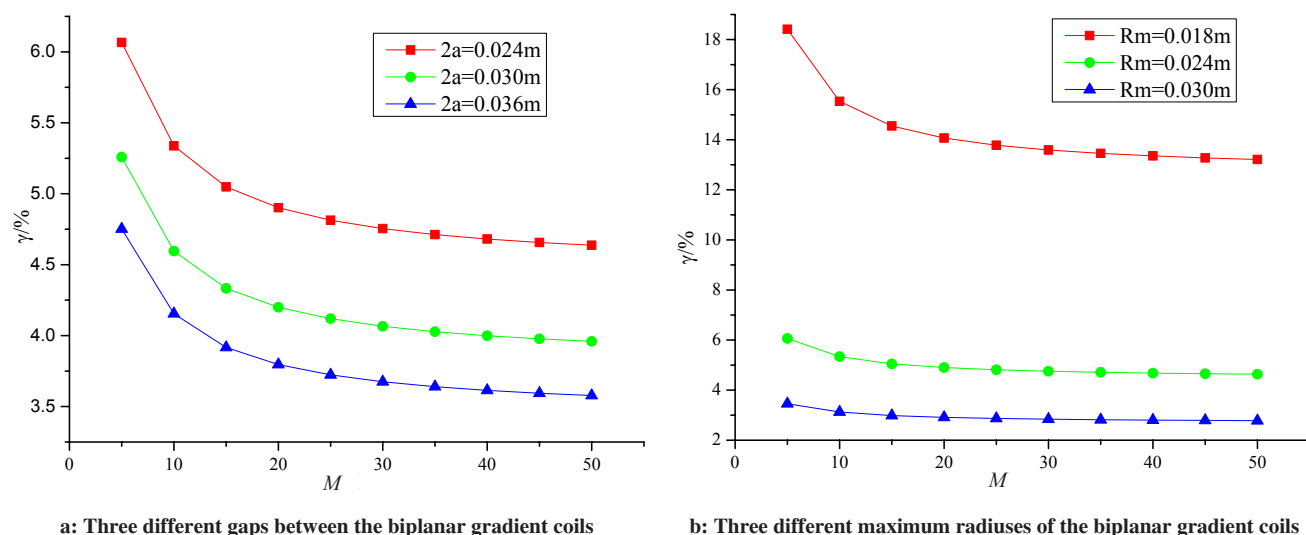
由图 6 可知, 不管线圈是横向的还是纵向的, 最大线性偏离  $\gamma$  的值均随着双平面线圈间距  $2a$  的增大而越来越小, 即梯度线性度越来越好。电流密度函数展开阶数  $Q$  越大, 最大线性偏离  $\gamma$  与双平面线圈间距  $2a$  关系的曲线斜率越小, 表明展开阶数  $Q$  越大, 增加双平面线圈间距对改善梯度线性度的作用越小。在保证主磁场不变的前提下, 极板间距增大会因增耗磁钢使成本迅速提高。因此只能在两磁极间距确定时酌情增加双平面线圈间距。

**3.3.4 TF 点数  $M$**  一般来说, 同一区域内选取的 TF 点越多, 最大线性偏离越小, 换言之, 梯度线性度越好。为了考量 TF 点选取数量的增加对线性度的影响程度, 以横向梯度线圈为例, 设计如下两个仿真实验: (1) 电流密度函数展开阶数  $Q=2$ , 线圈的最大半径为 0.024 m, 双平面线圈间距  $2a$  分别取 0.024、0.030、0.036 m; (2) 电流密度函数展开阶数  $Q=2$ , 双平面线圈间距为 0.024 m, 线圈的最大半径  $R_m$  分别取 0.018、0.024、0.030 m。

两个实验都对 TF 点数  $M$  分别取 5、10、15、20、25、30、35、40、45、50, 对实验数据进行处理, 最大线性偏离  $\gamma$  与 TF 点数  $M$  的关系如图 7 所示。由图 7 可直观看出, 两个实验都证明在同一区域内同一选取方式下增加 TF 点的选取数量可以减小最大线性偏离, 也就是说, 增加 TF 点的选取数量  $M$  可一定程度提高梯度磁场的线性度。最大线性偏离  $\gamma$  与 TF 点数  $M$  的关系如图 7 所示。

## 4 结论

本研究比较全面地研究了梯度最大线性偏离与线圈的几个参数之间的关系。经上述实验表明, 随着几个参数取值的增大都会不同程度地减小梯度最大线性偏离, 影响程度大致为: 电流密度函数展开阶数  $Q$  > 线圈的最大半径  $R_m$  > 双平面线圈间距  $2a$  > TF 点数  $M$  (同一区域内)。通过得到的分析结果, 综合考虑多方面的因素, 对以上参数进行合理取值, 并通过 Ansoft 软件建立双平面线圈模型进行三维磁场模拟, 以此为双平面梯度线圈的优化提供便利。目前只是针对双平面梯度线圈进行仿真研究, 接下来将此仿真研究推广到永磁 MRI 系统的双平面匀场线圈, 致力于提高永磁微型 MRI 系统主磁场的均匀性。

图6 最大线性偏离  $\gamma$  与双平面线圈极板间距  $2a$  的关系Fig.6 Relationships between MLD ( $\gamma$ ) and the distance of the biplanar gradient coils ( $2a$ )图7 最大线性偏离  $\gamma$  与 TF 点数  $M$  的关系Fig.7 Relationships between MLD ( $\gamma$ ) and the number of TF points ( $M$ )

## 【参考文献】

- [1] TURNER R. A target field approach to optimal coil design[J]. J Phys D Appl Phys, 1986, 19(8): L147-L151.
- [2] TURNER R. Minimum inductance coils[J]. J Phys E, 1988, 21(21): 948.
- [3] LIU H Y, TRUWIT C L. True energy-minimal and finite-size biplanar gradient coil design for MRI[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1998, 17(5): 826-830.
- [4] FORBES L K, CROZIER S. Novel target-field method for designing shielded biplanar shim and gradient coils[J]. IEEE Trans Magn, 2004, 40(4): 1929-1938.
- [5] GROETSCH C W. The theory of Tikhonov regularization for Fredholm equations of the first kind[M]. London: Pitman Publishing Limited, 1984: 98-100.
- [6] MORRONE T. Optimized gradient coils and shim coils for magnetic resonance scanning systems: US5760582[P]. 1998-06-02.
- [7] LIU W, ZU D, TANG X, et al. Target-field method for MRI biplanar gradient coil design[J]. J Phys D Appl Phys, 2007, 40(15): 4418-4424.
- [8] YOU X F, HU L L, YANG W H, et al. Biplanar shim coil design for 1.5 T permanent magnet of *in vivo* animal MRI[J]. IEEE Trans Appl Supercon, 2010, 20(3): 1045-1049.
- [9] ZHANG R, XU J, FU Y Y, et al. An optimized target-field method for MRI transverse biplanar gradient coil design[J]. Meas Sci Technol, 2011, 22(12): 1863-1868.
- [10] HU G L, NI Z P, WANG Q L. A novel target-field method using LASSO algorithm for shim and gradient coil design[J]. IEEE Trans Appl Supercon, 2012, 22(3): 4900604.
- [11] HU G L, CHENG J S, NI Z P, et al. A novel target field approach to design of biplanar gradient coils for permanent MRI system[C]//IEEE International Conference on Applied Superconductivity and Electromagnetic Devices, 2014: 446-449.

- [12] 胡格丽, 倪志鹏, 王秋良. 结合振动控制的柱面纵向梯度线圈目标场设计方法[J]. 物理学报, 2014, 63(1): 367-373.  
HU G L, NI Z P, WANG Q L. A target field method for designing cylindrical z-gradient coil combined with vibration control[J]. Acta Physica Sinica, 2014, 63(1): 367-373.
- [13] CHEN S S, XIA T, MIAO Z Y, et al. Active shimming method for a 21.3 MHz small-animal MRI magnet[J]. Meas Sci Technol, 2017, 28(5).
- [14] 俎栋林. 核磁共振成像仪:构造原理和物理设计[M]. 北京: 科学出版社, 2015: 107-135.  
ZU D L. Nuclear magnetic resonance imager: construction principle and physical design[M]. Beijing: Science Press, 2015: 107-135.
- [15] 汪红志, 蒋欣, 张学龙, 等. 永磁微型核磁共振成像系统匀场线圈设计[J]. 生物医学工程学杂志, 2009(3): 465-470.  
WANG H Z, JIANG X, ZHANG X L, et al. Design of active shimming coils on mini-type permanent magnetic resonance imaging system[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2009(3): 465-470.
- [16] TOMASI D. Stream function optimization for gradient coil design[J]. Magnet Reson Med, 2001, 45(3): 505.
- [17] 王静. 永磁型MRI梯度线圈设计方法研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2009.  
WANG J. Study on the design method of permanent magnet MRI gradient coils[D]. Hefei: University of Sciences and Technology of China, 2009.
- [18] 宁毅. 新型永久磁体及双平面纵向屏蔽梯度线圈设计[D]. 武汉: 华中科技大学, 2005.  
NING Y. Design of Novel permanent magnets and bilinear longitudinal shielding gradient coils, [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2005.
- [19] WANG L Q, WM W. Multi-objective optimization of gradient coil for benchtop magnetic resonance imaging system with high-resolution[J]. Chinese Phys B, 2014, 23(2): 589-596.
- [20] 黄清明, 陈珊珊, 汪红志, 等. 永磁开放式MR系统中梯度线圈性能参数优化方案[J]. 中国医学影像技术, 2011, 27(9): 1913-1917.  
HUANG Q M, CHEN S S, WANG H Z, et al. Optimization scheme of performance parameters of gradient coils for permanent magnetic open architecture MR system[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2011, 27(9): 1913-1917.

(编辑:谭斯允)