

# 一种减小梯度线圈产生的涡流的方法

沈 杰 宁瑞鹏 刘 颖 李 颀<sup>†</sup>

(华东师范大学光谱学与波谱学教育部重点实验室 物理系, 上海 200062)

(2005 年 9 月 14 日收到, 2005 年 11 月 9 日收到修改稿)

从原理上分析了减小梯度线圈的半径可以减小其在带抗涡流板磁体中引起的涡流. 然后采用目标场方法设计了一组半径缩减的梯度线圈, 并用 Biot-Savart 定理计算了这个梯度线圈的梯度线性区. 最后通过磁共振成像实验证明了原理中分析得出的结论.

关键词: 梯度线圈, 涡流, 目标场, 流函数

PACC: 7660

## 1. 引 言

目前, 磁共振成像(MRI)技术的发展方向之一是提高成像速度, 以最短的时间获得具有优良分辨率、信噪比和所需特征对比度的图像. 在 MRI 系统中, 对样品空间定位的过程是通过在成像序列中施加频率编码和相位编码的梯度磁场来实现的. 理论上为了使样品空间位置与核磁共振信号的频率或相位之间有良好的对应关系, 要求梯度磁场的空间分布及其随时间的变化情况必须是已知的. 可是由于系统中有金属部件, 例如: 超导磁体<sup>[1]</sup>外壳、永磁体极板等. 这类部件在梯度磁场(例如矩形波形)的上升沿和下降沿的突变过程中, 均会在其金属内部产生涡流. 涡流的存在使成像区的实际梯度场变为激发梯度磁场和涡流产生磁场的合成, 导致上升/下降沿拖长. 用这样的梯度场进行编码, 会使样品空间定位线性变差, 使系统产生的图像发生畸变和伪影等失真现象, 而且涡流的影响使得系统很难缩短回波时间. 因此, 在 MRI 系统中要想提高成像速度或者要获得高质量的图像, 必须解决好涡流问题. 为了消除或减小涡流的影响, 通常采用三种方法: 梯度波形预加重<sup>[2,3]</sup>、自屏蔽梯度线圈<sup>[4]</sup>和抗涡流板的方法<sup>[5]</sup>.

梯度波形预加重是通过电流过驱动的方法来减小涡流所产生的影响的. 梯度场的上升/下降沿由于受到涡流的影响而变缓, 若线圈所通电流比需要的

大一些, 待梯度场达到要求后电流再减小, 这样就可以缩短上升/下降沿所占的时间. 但是这种方法只能在一定程度上补偿与原梯度场具有相同空间特征的涡流磁场(即涡流场的线性项), 而对于非线性项则不能处理. 预加重的另一个缺点是要求梯度功放能提供更大的电流输出, 同样会导致整个磁共振成像系统的成本上升.

自屏蔽线圈是在梯度线圈的外面加一组电流方向与其相反的线圈, 使成像区域的梯度场满足设计需要, 而屏蔽线圈以外的区域梯度为零. 尽管自屏蔽线圈具有许多优点, 然而其缺点也是非常明显的. 首先, 由于屏蔽线圈与主线圈的电流方向相反, 要在成像区域产生同样的梯度, 所需的电流要比非屏蔽线圈大一些, 对梯度功放的电流输出要求较高. 其次, 由于自屏蔽线圈是由主线圈和屏蔽线圈两组线圈组成, 占用了更多的磁极空间(用于病人诊断成像). 实际使用中要保证一定的磁极空间, 就必须采用更大的主磁体, 从而导致磁体制作成本急剧增加. 最后, 因为它用两组线圈来代替常规的单线圈, 其直流电阻比较大, 所以在成像过程中梯度线圈本身的温升比较显著. 而对于永磁体系统来说, 温度的恒定是获得高质量图像的前提条件.

抗涡流板是由高电阻率材料制成的, 可以在一定程度上减小涡流, 若在板上刻槽可以进一步阻碍涡流的形成. 但是由于加工工艺的限制, 抗涡流板不能将主磁体与梯度线圈完全隔离, 因此板的边缘(永磁体的匀场环)附近和覆盖不到的地方涡流仍很大.

<sup>†</sup> 通讯联系人. E-mail: gyli@phy.ecnu.edu.cn

前两种方法虽然在一定程度上减小了涡流的影响,有些效果还不错,但是它们都在其他方面付出了较大的代价.第三种方案虽然能够减小涡流,但是在抗涡流板不能覆盖到的边缘区域涡流仍很大.针对第三种方案,本文提出了一种在带抗涡流板磁体的基础上进一步减小涡流的新方法,即通过减小梯度线圈的半径来减小梯度线圈引起的涡流.

## 2. 原 理

带有抗涡流板的永磁体结构如图 1 所示.

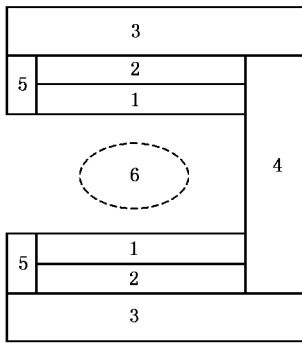


图 1 带有抗涡流板的永磁体结构示意图(侧面图) 1 为梯度线圈 2 为抗涡流板 3 为磁极 4 为立柱 5 为匀场环 6 为成像区

在成像区的上下两侧依次对称设置有梯度线圈、抗涡流板和磁极.梯度线圈和抗涡流板由匀场环相围绕.抗涡流板将梯度线圈和磁极隔离开了,梯度线圈引起的感应电流直接作用于抗涡流板上,在磁极上不产生涡流.但是在抗涡流板的边缘区域由匀场环覆盖着,而匀场环又是由金属材料制成的,因此梯度线圈还会在匀场环区域产生涡流.当然具体的涡流数据需要通过实验测定.实验是在本实验室自行研制的 0.3T 人体磁共振成像系统(所用磁体带有抗涡流板)上完成的.实验所用的脉冲序列如图 2 所示.

具体实验方法是:在每次测量前,首先在不加梯度脉冲的情况下执行该脉冲序列,把激发频率调整到共振频率.然后加上梯度脉冲,通过改变脉冲序列中的  $t_{\text{delay}}$  时间,测量由涡流引起的频率偏移.实验样品为一只装有 1% 硫酸铜水的乒乓球,为了测量  $X$ 、 $Y$ 、 $Z$  梯度线圈的涡流,样品分别置于  $x$  轴  $\pm 5\text{cm}$  处、 $y$  轴  $\pm 5\text{cm}$  处和  $z$  轴  $\pm 5\text{cm}$  处.实验参数如下:共振频率为 12.319753MHz,梯度脉冲时间  $t_{\text{gr}} = 4\text{s}$ ,梯度大小为 6mT/m,硬脉冲时间为  $100\mu\text{s}$ ,恢复时间  $TR$

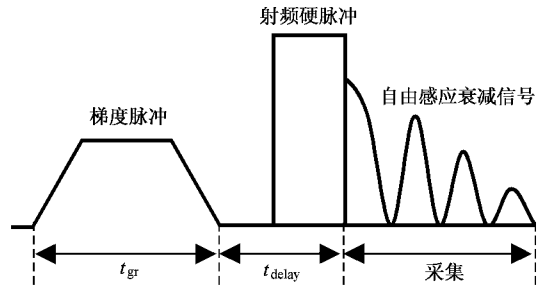


图 2 测量涡流的脉冲序列  $t_{\text{gr}}$  为梯度脉冲时间,  $t_{\text{delay}}$  为延时时间

$= 10\text{s}$ ,数据点的分辨率为 2.5Hz.实验结果如表 1 所示.

表 1 在不同的延时时间下涡流引起的频率偏移数据

延时/s	频偏/Hz $X(+5\text{cm})$	频偏/Hz $X(-5\text{cm})$	频偏/Hz $Y(+5\text{cm})$	频偏/Hz $Y(-5\text{cm})$	频偏/Hz $Z(+5\text{cm})$	频偏/Hz $Z(-5\text{cm})$
0.001	5	16	34	22	281	-303
0.003	4	16	32	24	223	-254
0.005	3	15	32	24	276	-208
0.007	3	14	34	22	262	-200
0.01	3	14	32	19	130	-191
0.02	3	17	29	17	120	-161
0.05	0	15	27	10	83	-124
0.07	-3	15	27	10	77	-97
0.1	-2	12	27	5	64	-81
0.2	-3	10	17	2	39	-36
0.4	-2	7	10	0	27	-20
0.7	0	2	3	3	8	-9
1	0	3	3	0	10	-4
2	0	3	2	2	0	0
3	0	0	2	3	0	2

注:其中  $X$ 、 $Y$  梯度线圈为横向梯度线圈, $Z$  梯度线圈为纵向梯度线圈.实验样品分别置于  $X$  轴  $\pm 5\text{cm}$  处, $Y$  轴  $\pm 5\text{cm}$  处和  $Z$  轴  $\pm 5\text{cm}$  处.

根据实验数据发现横向梯度线圈( $X$ 、 $Y$  梯度线圈)在带抗涡流板磁体中产生的涡流比较小,而纵向梯度线圈( $Z$  梯度线圈)产生的涡流比较大(下文如无特别说明, $X$ 、 $Y$  梯度线圈均为横向梯度线圈, $Z$  梯度线圈指纵向梯度线圈).为了解释这一实验结果,我们建立了梯度线圈与涡流区域的等效模型,如图 3 所示.在带有抗涡流板的磁体中,梯度线圈引起的涡流主要产生在没有抗涡流板覆盖的磁体边沿金属区域(匀场环),可以把这一金属边沿区域近似为一个圆环(所用磁体的磁极面是圆形的),如图 3 中阴影区域所示.图 3(a)所示的是横向梯度线圈与涡

流区域的等效模型, 横向梯度线圈一般有两个半圆区域组成, 这两个半圆区域产生的磁场方向是相反的, 因此这两个半圆区域在磁体边沿的圆环金属中产生的涡流方向也相反, 这样正好使圆环金属中的涡流相互抵消, 所以横向梯度线圈产生的涡流比较小. 纵向梯度线圈与涡流区域的等效模型如图 3(b) 所示. 纵向梯度线圈一般为圆形结构, 它在磁体边沿的圆环金属中产生的涡流无法抵消, 因此纵向梯度线圈产生的涡流比较大.

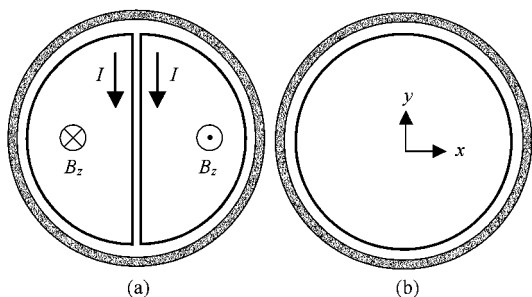


图 3 梯度线圈与涡流区域的等效模型. 涡流区域等效为一个圆环, 如图中阴影部分所示. (a) 横向梯度线圈与涡流区域的等效模型. (b) 纵向梯度线圈与涡流区域的等效模型.

根据上述实验现象得知, 在带抗涡流板的磁体中, 涡流主要是由纵向梯度线圈引起的. 涡流大小近似由下式决定:

$$I = \frac{\xi}{R} = \frac{1}{R} \frac{d\phi}{dt} = \frac{1}{R} \frac{dB \cdot S}{dt}, \quad (1)$$

其中  $I$  为电流,  $\xi$  为电压,  $R$  为电阻,  $\phi$  为磁通量,  $B$  为磁场,  $S$  为面积.

对于一个具体的梯度线圈来说, 梯度的上升时间和下降时间是一定的, 而且产生涡流的区域面积也是一定的, 因此根据 (1) 式可知, 涡流的大小主要由该处的梯度磁场大小决定. 在带抗涡流板的磁体中, 涡流主要产生在磁体边缘的圆环金属区域, 如果能减小纵向梯度线圈在该处产生的磁场, 那么就能减小涡流. 纵向梯度线圈一般是圆形结构的, 根据 Biot-Savart 定律, 用数值方法模拟了一个圆形电流沿其直径方向的  $z$  分量磁场大小  $B_z$ , 如图 4 所示. 根据图 4, 可以得出这么一个推断: 对于一个半径为  $R$  的圆电流, 在  $R \pm 0.3R$  内的区域,  $z$  分量磁场  $B_z$  最大, 而在  $\pm 1.5R$  以外区域  $z$  分量磁场就变得非常小了. 由于常规纵向梯度线圈中最大的圆接近抗涡流板尺寸, 根据上述推断可知这就是纵向梯度线圈在磁体边沿的圆环金属中产生比较大涡流的原因. 为了进

一步减小纵向梯度线圈引起的涡流, 根据上述推断, 可以通过减小纵向梯度线圈的半径来达到减小涡流的目的. 假设图 3(b) 中磁体边沿金属圆环的半径为  $R_0$ . 根据上述推断可知纵向梯度线圈中的最大圆的半径至少要满足  $R_{\max} < (1/1.3)^* R_0$ , 即

$$R_{\max} < 0.77 R_0. \quad (2)$$

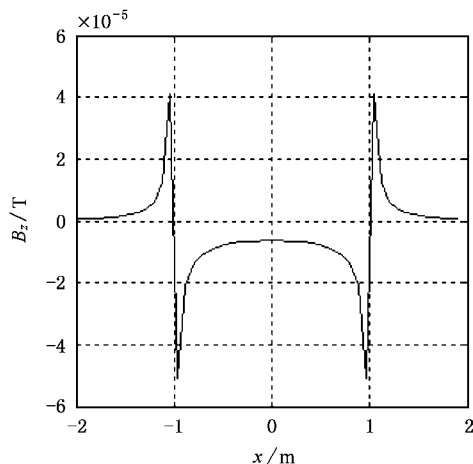


图 4 圆形电流沿其直径方向的  $z$  分量磁场大小. 圆心与原点  $(0, 0)$  重合, 电流大小为 10A, 圆半径为 1m.

减小梯度线圈的半径, 除了能进一步减小纵向梯度线圈产生的涡流外, 还能提高梯度线圈的电流效率. 纵向梯度线圈的半径越小, 那么梯度线圈引起的涡流也会越小, 并且其电流效率也会越高. 但是减小梯度线圈的半径, 其线性区域也会随之减小. 因此, 减小梯度线圈的半径时, 除了要满足 (2) 式外, 还要保证一定的梯度线性区域. 本文采用目标场方法<sup>[6,7]</sup>设计梯度线圈可以较好地解决这一问题, 即在缩小梯度线圈半径时, 通过目标场方法优化使其尽可能满足成像所要求的梯度线性区域.

### 3. $z$ 梯度线圈设计

本文采用目标场方法设计一组  $z$  方向平面梯度线圈, 通过约束线圈半径和设置约束点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, 得到布线位置. 自 Tuner 提出目标场方法以来, 已有许多文章讨论过直角坐标系<sup>[8]</sup>、柱坐标系<sup>[6,9]</sup>和球坐标系<sup>[10]</sup>下的目标场方法. 本文设计的梯度线圈是一种平面梯度线圈, 并且磁体的两个磁极面也是圆形的, 因此采用柱坐标系下设计圆盘状平面梯度线圈的目标场方法<sup>[9]</sup>是比较合适的.

### 3.1. 理 论

圆盘状梯度线圈的几何结构如图 5 所示. 梯度线圈的半径为  $R$ , 两个面之间的间距为  $2a$ ,  $a$  为两个圆平面之间间距的一半.

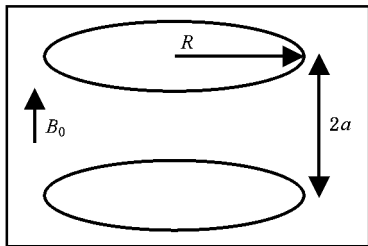


图 5 圆盘状梯度线圈的几何结构

对于一个  $Z$  梯度线圈来说, 它的电流密度被限制在  $z = \pm a$  两个圆形面上, 因此这个圆形线圈上的电流密度在柱坐标系中可写为

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}_\phi^a(\rho, \varphi) \delta(z - a) + \mathbf{J}_\phi^{-a}(\rho, \varphi) \delta(z + a), \quad (3)$$

其中  $\mathbf{J}$  为总电流密度,  $\mathbf{J}_\phi^a$  为  $z = a$  圆形面上的电流密度,  $\mathbf{J}_\phi^{-a}$  为  $z = -a$  圆形面上的电流密度. 由于  $Z$  梯度场沿  $z$  轴反对称, 沿  $x, y$  轴对称, 因此电流密度分布与角度无关. 将电流密度分布函数在  $\rho \leq R$  的范围内用傅里叶级数展开,

$$\mathbf{J}_\phi^a(\rho, \varphi) = \sum_{n=1}^{\infty} A_n \sin(k_n \rho), \quad \rho \leq R \quad (4)$$

式中  $A_n$  是傅里叶展开系数,  $k_n = n\pi/R$ .  $Z$  梯度线圈在上下两个面中的电流方向是相反的, 即

$$\mathbf{J}_\phi^a = -\mathbf{J}_\phi^{-a}, \quad (5)$$

在没有电流的区域, 标量磁位  $\Psi$  满足拉普拉斯方程  $\nabla^2 \Psi = 0$ , 在柱坐标系中可以写成

$$\frac{\partial^2 \Psi}{\partial \rho^2} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial \Psi}{\partial \rho} + \frac{1}{\rho^2} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial \varphi^2} + \frac{\partial^2 \Psi}{\partial z^2} = 0, \quad (6)$$

利用分离变量法可解得:

$$\Psi(\rho, \varphi, z) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \int_0^{\infty} A^\pm e^{im\varphi} e^{\mp kz} J_m(k\rho) dk, \quad (7)$$

其中  $A^\pm$  为待定系数,  $A^+$  对应于  $z > z_0$ ,  $A^-$  对应于  $z < z_0$ .

根据对称性可取  $m = 0$  (7) 可简化为

$$\Psi(\rho, \varphi, z) = \int_0^{\infty} A^\pm e^{\mp kz} J_0(k\rho) dk, \quad (8)$$

根据  $\mathbf{B} = -\nabla \Psi$ , 可得磁场分量在柱坐标系下的三个表示式

$$\begin{cases} B_\rho = \int_0^{\infty} A^\pm e^{\mp kz} J_1(k\rho) k dk, \\ B_\phi = 0, \\ B_z = \pm \int_0^{\infty} A^\pm e^{\mp kz} J_0(k\rho) k dk, \end{cases} \quad (9)$$

磁场的边界条件为

$$\begin{cases} \mathbf{B}_{1n} = \mathbf{B}_{2n}, \\ n \times (\mathbf{B}_1 - \mathbf{B}_2) = \mu_0 \mathbf{J}_s, \end{cases} \quad (10)$$

根据 (9) (10) 式可解得

$$A^\pm = \pm \frac{\mu_0}{2} e^{\pm ka} \int_0^R \mathbf{J}_\phi(\rho, \varphi) \rho J_1(k\rho) d\rho, \quad (11)$$

$Z$  梯度线圈的两个平面位于  $z = a$  和  $z = -a$  处, 根据 (5) (9) 和 (11) 式可得磁场强度的  $z$  分量为

$$\begin{aligned} B_z = & -\frac{\mu_0}{2} \int_0^{\infty} dk k e^{-ka} \sin(kz) J_0(k\rho) \\ & \times \int_0^R d\rho \rho J_1(k\rho) J_\phi(\rho, \varphi), \end{aligned} \quad (12)$$

(4) 式代入 (12) 式可得  $Z$  梯度线圈产生的  $z$  分量磁场

$$B_z = -\frac{\mu_0}{2} \sum_{n=1}^{\infty} A_n \int_0^{\infty} dk k e^{-ka} \sin(kz) \Psi_{1n}(k) J_0(k\rho), \quad (13)$$

其中

$$\Psi_{1n}(k) = \int_0^R J_1(k\rho) \rho \sin(k_n \rho) d\rho, \quad (14)$$

除了要计算  $z$  分量磁场外, 还需要计算线圈的储能. 磁场的储能公式为

$$W_m = \frac{1}{2} \int \mathbf{A} \mathbf{J} dV, \quad (15)$$

其中  $\mathbf{A}$  为磁矢势

$$\mathbf{A} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_v \frac{\mathbf{J}(\mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} d\mathbf{r}', \quad (16)$$

格林函数在柱坐标中可展开为

$$\begin{aligned} 1/|\mathbf{r} - \mathbf{r}'| = & \sum_{m=-\infty}^{\infty} \int_0^{\infty} e^{im(\varphi - \varphi')} e^{-k(z - z')} \\ & \times J_m(k\rho) J_m(k\rho') dk, \end{aligned} \quad (17)$$

根据 (16) (17) (4) (14) 式可得  $Z$  梯度线圈的储能为

$$\begin{aligned} W_m = & -\mu_0 \pi \sum_{n, n'=1}^{\infty} A_n A_{n'} \int_0^{\infty} dk e^{-ka} \\ & \times \sin(ka) \Psi_{1n}(k) \Psi_{1n'}(k), \end{aligned} \quad (18)$$

根据最小电感线圈算法<sup>[6]</sup>, 综合考虑线圈的电感和磁场的线性度, 采用 Lagrange 乘子法构建一个带约束的磁能函数, 即

$$E(\mathbf{J}_\varphi) = W_m - \sum_{j=1}^N \lambda_j (B_z - B_{zsc}), \quad (19)$$

其中  $\lambda_j$  是 Lagrange 乘子,  $B_{zsc}$  是设置的约束点. 对  $E(\mathbf{J}_\varphi)$  取关于电流密度的微分, 再将(13)(18)式带入, 得到关于傅里叶展开系数  $A_n$  的矩阵方程为

$$\begin{aligned} & 2\mu_0 \pi \sum_{n'=1}^M A_{n'} \int_0^\infty dk \Psi_{1n'}(k) \Psi_{1n}(k) e^{-ka} \sin(ka) \\ & = \mu_0 \sum_{j=1}^N \lambda_j \int_0^\infty dk \Psi_{1n}(k) e^{-ka} \sin(kz_j) \mathbf{J}_0(k\rho_j), \quad (20) \end{aligned}$$

由(13)(20)式共同求解出傅里叶展开系数  $A_n$ , 将  $A_n$  代入(4)式即可得到电流密度分布  $\mathbf{J}_\varphi(\rho, \phi)$ .

获得电流密度分布后, 还需要用采用流函数对电流密度进行离散化. 由电流的连续性方程可知电流密度的散度为 0, 即  $\nabla \cdot \mathbf{J} = 0$ . 因此可以引入一个流函数  $S(r)$ , 使电流密度能表示成流函数的旋度, 即

$$\mathbf{J}(r) = \nabla \times S(r), \quad (21)$$

由于纵向梯度线圈的电流密度沿  $\phi$  方向, 根据(21)式在柱坐标下有

$$\mathbf{J}_\varphi(\rho, \varphi) = -\partial S_z / \partial \rho, \quad (22)$$

变换(22)式可得流函数

$$S_z = -\int_0^R d\rho \mathbf{J}_\varphi(\rho, \varphi), \quad (23)$$

根据(23)式就可以用分离绕组近似代替连续电流密度分布, 电流绕线应该沿流函数  $S$  的等高线.

### 3.2. 设计

为了减小  $Z$  梯度线圈引起的涡流, 需要减小  $Z$  梯度线圈的半径. 由(2)式可知, 假设抗涡流板半径为  $R_0$ ,  $Z$  梯度线圈的半径至少要缩减到  $0.77R_0$ . 当然, 缩减程度越高, 所引起的涡流也会越小, 但是其梯度线性区也会缩小. 折衷考虑后, 我们把  $Z$  梯度线圈的半径缩减到抗涡流半径的  $0.7R_0$ . 抗涡流板的半径为  $0.5\text{m}$ , 因此需要设计的  $Z$  梯度线圈的半径为  $0.5 \times 0.7 = 0.35\text{m}$ .  $Z$  梯度线圈中的上下两个线圈之间的间距为  $2a = 0.47\text{m}$ . 我们选择了三个约束点, 如表 2 所示. 图 6 给出了根据表 2 约束点计算得到的  $Z$  梯度线圈的绕线形式.

表 2  $Z$  梯度线圈的约束点

$N$	$\rho_j/\text{m}$	$Z_j/\text{m}$	$B_{zsc}/\text{mT}$
1	0.00	0.001	0.02
2	0.00	0.225	4.5
3	0.20	0.001	0.02

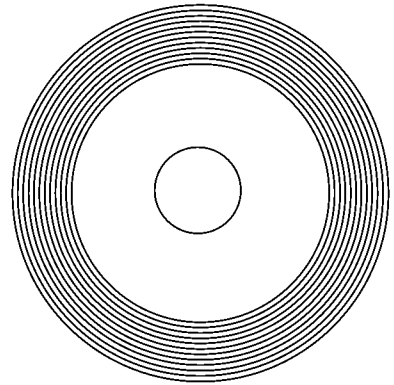


图 6  $Z$  梯度线圈的绕线形式

### 3.3. 梯度线性区验证

用上述目标场方法计算得到的  $Z$  梯度线圈的分离绕线形式, 还需要通过 Biot-Savart 定理计算其能产生的梯度线性区的大小.

梯度线圈的线性度由以下公式决定:

$$\delta = \frac{B_{za} - B_{zd}}{B_{zd}}, \quad (24)$$

式中  $B_{za}$  为梯度线圈产生的磁场,  $B_{zd}$  为设计时希望达到的线性梯度磁场.

根据图 6 中给出的绕线形式, 我们可以用 Biot-Savart 定理计算出  $Z$  梯度线圈在空间中每一点产生的  $Z$  方向磁场  $B_{za}$ , 然后应用(24)式计算出每一点的梯度线性度  $\delta$ , 并与给定的梯度线性度作比较, 最终得到一个满足给定梯度线性度的梯度线性区分布. 图 7 给出了  $Z$  梯度线圈在  $YZ$  平面的第一象限中的梯度线性区分布, 其中(a)图的梯度线性度约束在  $\delta < \pm 3\%$  范围内, 而(b)图的梯度线性度约束在  $\delta < \pm 5\%$ . 从图 7 中可以看出梯度线性度约束在  $\pm 3\%$  范围内的线性区大小为  $0.3\text{m} \times 0.3\text{m} \times 0.4\text{m}$  的椭球区域, 而梯度线性度约束  $\pm 5\%$  在范围内的线性区大小为  $0.34\text{m} \times 0.34\text{m} \times 0.40\text{m}$  的椭球区域. 在人体磁共振成像中, 梯度线性区最低要求是一个  $30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 36\text{cm}$  的椭球区域(梯度线性度约束在  $\delta < \pm 5\%$ ). 因此上述缩减半径的  $Z$  梯度线圈的梯度线性区仍然很好地满足人体磁共振成像中要求的梯度线性区标准.

## 4. 实验结果和讨论

为了验证减小  $Z$  梯度线圈半径可以减小  $Z$  梯

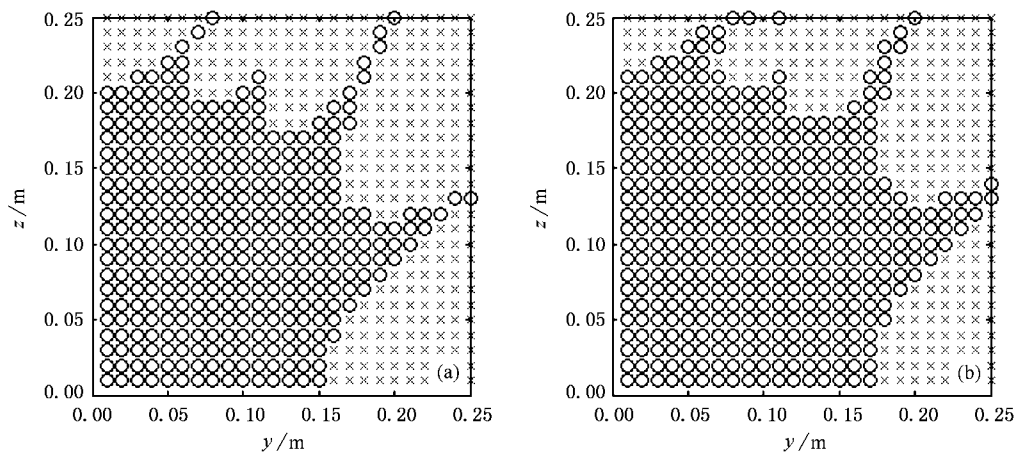


图7  $Z$  梯度线圈在  $YZ$  平面的第一象限中的梯度线性区分布 (a) 梯度线性度约束在  $\pm 3\%$  范围内的梯度线性区分布 (b) 梯度线性度约束在  $\pm 5\%$  范围内的梯度线性区分布。○表示在给定的梯度线性度范围内的点，×表示在给定的梯度线性度范围之外的点

度线圈在带抗涡流板磁体中产生的涡流的效果, 本文通过磁共振成像实验加以了证明。

本文的实验是在本实验室自行研制的 0.3T 小型磁共振成像仪<sup>[11]</sup>上进行的。小型成像仪的磁体结构与 0.3T 人体成像的磁体完全相同, 只是磁体的几何尺寸是按照全身成像仪的一半尺寸按比例缩减的(磁极面半径和上下两磁极面之间的间距都是按一半比例缩减的)。根据这个磁体的尺寸, 采用印刷电路板技术制作了  $Z$  方向梯度线圈。

作为对比, 用原  $Z$  梯度线圈和经过半径缩减以后的新  $Z$  梯度线圈各测了一组涡流数据。实验所用的脉冲序列如图 2 所示, 实验方法与原理中给出的实验方法一致。实验样品为一只装有 1% 硫酸铜水的乒乓球(直径  $\Phi \approx 38\text{mm}$ ), 样品分别置于  $z$  轴  $\pm 4\text{cm}$  处。首先, 我们测试了原  $Z$  梯度线圈引起的涡流, 然后卸下原  $Z$  梯度线圈, 装上新  $Z$  梯度线圈, 测试经过半径缩减以后的新  $Z$  梯度线圈引起的涡流。为了保证涡流数据的可比性, 在用原  $Z$  梯度线圈和新  $Z$  梯度线圈测试时两者的梯度大小须保持一致。在实验中两者的梯度大小都为  $8.5\text{mT/m}$ 。其他实验参数也需一致, 其参数如下: 共振频率为  $12.707251\text{MHz}$ , 梯度脉冲时间  $t_{\text{gr}} = 0.5\text{s}$ , 硬脉冲时间为  $100\mu\text{s}$ , 恢复时间  $T_r = 6\text{s}$ , 数据点的分辨率为  $4\text{Hz}$ 。实验结果如表 3 所示。表 3 的实验数据证实了经过半径缩减以后的新  $Z$  梯度线圈在带抗涡流板磁体中引起的涡流明显要比尺寸未缩减的原  $Z$  梯度线圈引起的涡流要小。

以上我们通过模型分析和实验证明了减小  $Z$

表 3 原  $Z$  梯度线圈和新  $Z$  梯度线圈引起的涡流导致的频率偏移数据对比

延时/s	原 $Z$ 梯度线圈引起的涡流		半径缩减以后的新 $Z$ 梯度线圈引起的涡流	
	频偏/Hz $Z(+4\text{cm})$	频偏/Hz $Z(-4\text{cm})$	频偏/Hz $Z(+4\text{cm})$	频偏/Hz $Z(-4\text{cm})$
0.0005	212	-280	48	-79
0.001	202	-266	48	-78
0.003	177	-236	47	-75
0.005	163	-211	45	-67
0.008	145	-188	43	-60
0.010	133	-176	39	-58
0.015	113	-148	36	-53
0.020	97	-129	33	-49
0.050	46	-64	12	-34
0.080	31	-41	-1	-12
0.10	20	-29	-1	-8
0.15	12	-16		-6
0.20	5	-11		-6
0.25	1	-5		-4
0.30	1	-2		-1

梯度线圈的半径可以减小其在带抗涡流板磁体中引起的涡流。在设计  $Z$  梯度线圈时采用了目标场方法优化梯度线圈设计, 保证在减小  $Z$  梯度线圈半径时尽量使  $Z$  梯度线圈的线性区满足成像的需要。减小梯度线圈的半径, 除了能减小在带抗涡流板的磁体中引起的涡流外, 还能提高线圈的电流效率, 降低了

对梯度功放的要求. 虽然减小梯度线圈的半径可以带来上述优点, 但是在减小  $Z$  梯度线圈半径的同时还必须要考虑  $Z$  梯度线圈的线性区. 尽管可以采用目标场方法优化线性区, 但是如果再进一步缩减梯度线圈的半径(比如缩减到  $0.5R_0$ ), 势必会减小梯度线性区, 再优化也达不到人体成像所要求的线性

区. 因此在减小涡流和梯度线性区之间需要采取一个折衷的方案, 即要选用一个比较合适的缩减系数. 本文设计的  $Z$  梯度线圈的缩减系数为 0.7, 采用这个缩减系数设计的  $Z$  梯度线圈可以明显减小涡流, 同时又能使梯度线性区较好地满足了人体成像所要求的线性区.

- [ 1 ] Zu D L , Guo H , Song X Y , Bao S L , 2002 *Chin. Phys.* **11** 1008
- [ 2 ] Papadakis N G , Martin K M , Pickard J D , Hall L D , Carpenter TA , Huang CL 2000 *Magn. Reson. Med.* **44** 616
- [ 3 ] Schmithorst V J , Dardzinski B J 2002 *Magn. Reson. Med.* **47** 208
- [ 4 ] Caparelli de C Caparelli , Dardo Tomasi , and Horacio Panepucci 1999 *J. Magn. Reson. Imaging* **9** 725
- [ 5 ] Zhen J , Chen Y X , Guo J Q , Li X W , Xiao S Q 2001 *Chinese Patent CN 1389177A* ( in Chinese ) [ 郑 杰、陈一心、郭江黔、黎小文、肖圣前 2001 中国专利 公开号 CN 1389177A ]
- [ 6 ] Turner R 1986 *J. Phys.* D **19** L147
- [ 7 ] Turner R 1988 *J. Phys.* E **21** 948
- [ 8 ] Martens M A , Petropoulos L S , Brown R W , Andrews J H 1991 *Rev. Sci. Instrum.* **62** 2639
- [ 9 ] Petropoulos L S 2000 *Magn. Reson. Imaging* **18** 615
- [ 10 ] Bai Y , Wang Q L , Yu Y J , Xian P C 2004 *Proceedings of the CSEE* **24** 132 ( in Chinese ) [ 白 焯、王秋良、余运佳、夏平畴 2004 中国电机工程学报 **24** 132 ]
- [ 11 ] Shen J , Xu Q , Liu Y , Li G Y 2005 *Rev. Sci. Instrum* **76** 105101

## A method for reducing eddy current induced by gradient coils

Shen Jie Ning Rui-Peng Liu Ying Li Geng-Ying<sup>†</sup>

( Key Laboratory of Optical and Magnetic Resonance Spectroscopy , Ministry of Education , and Department of Physics , East China Normal University , Shanghai 200062 , China )

( Received 14 September 2005 ; revised manuscript received 9 November 2005 )

### Abstract

In this paper , a method for reducing the eddy current induced in the magnet with an eddy-current-resisting board by reducing the radius of the gradient coil is proposed . First , the method is analyzed using a theoretical model . Then a gradient coil with reduced radius is designed by using a target field method , and the gradient linear region is verified by using the Biot and Savart 's law . Finally , an experiment is performed to testify the result proposed in principle .

**Keywords :** gradient coils , eddy currents , target field , stream function

**PACC :** 7660

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail : gyli@phy.ecnu.edu.cn