

永磁磁共振扩散加权平面回波成像涡流伪影校正

王艳飞¹, 杨金柱^{2,3}, 康雁^{1,4}
(1. 东北大学 医学与生物信息工程学院, 辽宁 沈阳 110169; 2. 东北大学 医学影像智能计算教育部重点实验室, 辽宁 沈阳 110169;
3. 东北大学 计算机科学与工程学院, 辽宁 沈阳 110169; 4. 深圳技术大学 健康与环境工程学院, 广东 深圳 518118)

摘 要: 研究了涡流对永磁磁共振扩散加权平面回波成像的影响, 提出了一种针对永磁磁共振成像系统的涡流补偿算法, 并对扩散加权 EPI 序列由于剩余涡流引起的相位误差提出了一种补偿方法. 在 0.35 T 永磁型磁共振成像系统上对算法进行了验证, 不同的梯度方向经过涡流预加重补偿后, 涡流最少也会降至未补偿前的 1/15. 对涡流补偿和未补偿的模体扩散加权 EPI 图像进行了比较, 经过两次补偿后, 图像几何畸变会降低 5%, 图像伪影会降低 1/3. 实验结果表明, 所提出的算法可以有效抑制因涡流引起的扩散加权 EPI 伪影及畸变.

关 键 词: 磁共振成像; 平面回波成像; 扩散加权成像; 涡流; 预加重

中图分类号: TP 197.39 **文献标志码:** A **文章编号:** 1005-3026(2020)07-1048-06

Eddy Currents Artifacts Correction in Diffusion-Weighted Echo-Planar Imaging for Permanent MRI Scanner

WANG Yan-fei¹, YANG Jin-zhu^{2,3}, KANG Yan^{1,4}
(1. College of Medicine and Biomedical Information Engineering, Northeastern University, Shenyang 110169, China; 2. Key Laboratory of Intelligent Computing in Medical Image, Ministry of Education, Northeastern University, Shenyang 110169, China; 3. School of Computer Science & Engineering, Northeastern University, Shenyang 110169, China; 4. College of Health Science and Environmental Engineering, Shenzhen Technology University, Shenzhen 518118, China. Corresponding author: KANG Yan, E-mail: kangyan@bmie.neu.edu.cn)

Abstract: The effect of eddy currents on diffusion-weighted echo-planar imaging (EPI) was investigated for permanent magnetic resonance imaging (MRI) scanner. An automatic eddy currents calibration algorithm was presented, and a compensation method for phase errors caused by residual eddy currents in diffusion-weighted EPI was proposed. The method was tested and validated on a 0.35 T permanent magnet MRI scanner. For three different gradient directions after pre-emphasis compensation, the eddy currents reduced to at least 1/15 of that before compensation. The diffusion-weighted EPI images with and without eddy currents compensation were compared. After two times of compensations, the geometric distortion was reduced by 5% and artifacts was reduced by 1/3. The experimental results showed that the proposed algorithm can effectively suppressed the diffusion-weighted EPI artifacts and distortions caused by eddy currents.

Key words: MRI(magnetic resonance imaging); EPI(echo-planar imaging); diffusion-weighted imaging; eddy currents; pre-emphasis

自旋平面回波成像 (echo-planar imaging, EPI) 是一种快速磁共振成像技术, 由 Mansfield 在 1977 年提出^[1]. EPI 可在一次 (单次激发 EPI) 或多次射频脉冲激发 (多次激发 EPI) 后通过读出梯度场的连续正反向切换, 在回波链中产生梯度回波. 由于长回波链会导致相位误差的不断累积, 因此 EPI 对梯度缺陷和其他因素, 如涡流、磁场不均匀等引起的相位误差非常敏感, 造成图像伪影及几何畸变. 单次激发 EPI 成像常用于灌注加权成像、脑功能成像及扩散加权 (diffusion-weighted,

DW) 成像. DW-EPI 是一种基于 EPI 技术的磁共振功能成像方法, 广泛用于肿瘤、脑梗塞及中风等疾病的诊断与研究中. 在 DW-EPI 成像过程中, 由于梯度的快速切换会在周围的磁性材料中产生涡流, 造成梯度编码错误, 产生图像伪影^[2-5]. 另外由于涡流梯度场引起的相位误差累积到扩散梯度上, 会对信号产生调制^[6-8]. 因此有效的涡流补偿对 DW-EPI 十分重要.

梯度预加重是一种常用的涡流补偿方法^[9-11]. 为了去除涡流的影响, 得到理想的梯度场, 梯度预加重方法要根据测量到的涡流建立涡流的数学、物理模型, 计算出表征涡流特性的多个时间常数和涡流幅度值, 在梯度线圈原有梯度电流控制信号的基础上, 谱仪在输出时根据时间常数和涡流幅度值, 增加一部分预加重电流控制信号, 这部分信号产生的磁场与涡流场相反, 来抵消涡流场的影响, 从而得到理想的梯度场波形. 常用的涡流测量方法有: 通过分析不同空间位置球状水模的自由感应衰减信号来测量梯度涡流^[12-14], 该方法对水模的摆位精度要求比较高, 做一次校正的时间比较长; 通过涡流测试序列, 采集在不同梯度延迟下的信号, 通过分析信号相位斜率测量出涡流^[15]. 该方法速度快, 并在 3 T 磁共振成像系统进行了验证. 但在永磁磁共振成像系统上, 由于信噪比低, 信号易受噪声的影响, 使得该方法难以实现.

本文针对永磁磁共振成像系统信噪比低, 而自旋回波 (spin echo, SE) 序列信噪比高、抗干扰能力强的特点, 提出一种全自动梯度涡流预加重算法, 该算法校正速度快, 不需要水模精确摆位, 且不易受到噪声的影响. 本方法通过测量涡流对回波中心位置 (回波信号的最大模值) 的影响来定量分析涡流, 为了使回波中心偏移对涡流梯度场更加敏感, 本算法使用了正、负两个涡流测试梯度, 使回波中心向两个相反的方向偏移. 针对 DW-EPI 序列, 本文还提出一种相位补偿方法, 用于校正梯度预加重补偿后剩余涡流对扩散梯度的影响.

1 模型和算法

1.1 涡流测量

设 $y(n)$ 为需要产生的预加重电流控制信号, 它由理想梯度电流控制信号 $x(n)$ 产生, $Y(z)$ 和 $X(z)$ 分别为 $y(n)$ 和 $x(n)$ 的 z 变换, 涡流预加重系统的传输函数为 $H(z) = Y(z)/X(z)$.

由于 $y(n)$ 可以用一系列具有不同时间常数、不同幅度的 e 指数函数的线性和来表示, $x(n)$ 为

迅速变化的梯度电流, 可以看作是单位阶跃响应. 这样, 涡流预加重系统的差分方程为

$$y_i(n) = A_i x(n) - A_i x(n-1) + D_i y(n-1). \quad (1)$$

其中: A_i 为涡流幅度值; $D_i = e^{-1/T_i}$, T_i 为涡流时间常数. 要实现一个这样的涡流预加重系统, 最重要的是得到反映涡流特性的幅度值 A 和时间常数 T .

涡流产生的梯度场累加到读梯度上, 会使 SE 序列的回波中心发生偏移, 基于这一原理, 涡流测试时序如图 1 所示. 该时序基于 SE 序列开发, 关闭相位编码梯度和层选梯度, 在 90° 射频脉冲开始之前在读梯度方向加了一个涡流测试梯度 G . 涡流测试梯度 G 到 90° 射频脉冲之间的时间延迟可以变化. 图 1 中的虚线为涡流所产生的梯度场的衰减曲线, E_1 为 90° 射频脉冲到 180° 射频脉冲时间段涡流梯度场对时间的积分, E_2 为 180° 射频脉冲到回波中心时间段涡流梯度场对时间的积分.

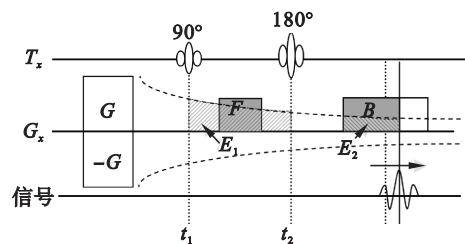


图1 涡流测试时序图

Fig. 1 The pulse diagram of eddy currents quantification

从磁共振成像的基本原理可知, 当读梯度 B 的面积加上 E_2 等于 F 的面积加上 E_1 时, 恰好是回波中心的位置. 由于 E_1 大于 E_2 , 要使该等式成立, 就需要增大梯度 B 的面积, 即回波中心会从理想位置向右移. 基于相同的原理, 如果涡流测试梯度 G 为负梯度, 回波中心会向左移. 如果没有涡流的影响, 施加正负涡流测试梯度所对应的回波中心会重合.

由于涡流可以表示为多个时间常数 T 和幅度 A 的 e 指数函数的和:

$$y(t) = G \sum_{i=1}^m A_i \cdot e^{-\frac{t}{T_i}}. \quad (2)$$

为了推导回波中心位置偏移和涡流的关系, 以一个时间常数为例:

$$E_1 = \int_{t_1}^{t_2} y(t) dt = -T \cdot G \cdot A \cdot e^{-\frac{t_1}{T}} (e^{-\frac{t_2-t_1}{T}} - 1). \quad (3)$$

忽略回波中心偏移, 式(3)可以近似为

$$E_1 \approx -T \cdot G \cdot A \cdot e^{-\frac{t_1}{T}} (e^{-\frac{t_2}{T}} - 1) = G \cdot A \cdot e^{-\frac{t_1}{T}} \cdot C_1. \quad (4)$$

其中: μ 为回波时间的一半; C_1 为常数项.

同理,

$$E_2 \approx G \cdot A \cdot e^{-\frac{t_1}{T}} \cdot C_2. \quad (5)$$

正负涡流测试梯度所引起的回波中心位置差为

$$E_1 - E_2 \approx G \cdot A \cdot e^{-\frac{t_1}{T}} \cdot C = y(t) \cdot C. \quad (6)$$

式(6)表明,回波中心偏差和涡流之间有近似的线性关系,也就是说可以通过正、负涡流测试梯度引起的回波偏移来表示涡流的大小.

得到由回波中心偏移所代表的涡流衰减曲线后,可以根据式(2)计算涡流预加重系统参数 T 和 A .

1.2 剩余涡流补偿

为了消除经梯度预加重补偿后剩余涡流对 DW-EPI 扩散梯度的影响,本文对 180° 射频脉冲后的扩散梯度进行了相位误差补偿,如图 2 所示, D 表示扩散梯度.

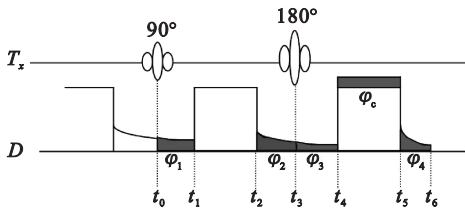


图 2 剩余涡流引起的相位误差补偿
Fig. 2 Phase error compensation due to residual eddy currents

图 2 中, t_0 为 90° 射频脉冲开始时间, t_1 为第一个扩散梯度的开始时间, t_2 为第一个扩散梯度的结束时间, t_3 为 180° 射频脉冲开始时间, t_4 为第二个扩散梯度的开始时间, t_5 为第二个扩散梯度的结束时间, t_6 为产生的回波中心时间.

在产生回波之前,由剩余涡流累积的相位应该为 0,因此对第二个扩散梯度补偿的相位为

$$\varphi_c = \varphi_1 + \varphi_2 - \varphi_3 - \varphi_4. \quad (7)$$

其中,

$$\varphi_1 = A_0 \tau (e^{-t_0/T} - e^{-t_1/T}), \quad (8)$$

$$\varphi_2 = A_0 \tau (1 - e^{-t_2/T}), \quad (9)$$

$$\varphi_3 = A_0 \tau (e^{-t_2/T} - e^{-t_3/T}), \quad (10)$$

$$\varphi_4 = A_0 \tau (1 - e^{-t_6/T}). \quad (11)$$

2 实验方法

2.1 序列控制

采用本文所提出的方法,在 0.35 T 开放式永磁磁共振成像系统中进行了实验.该系统支持 5 个

梯度预加重单元,实验采用 4 通道膝关节接收线圈及细棍状硫酸铜模体.模体摆放在磁体中心,长轴方向与所校正的涡流方向一致.采集到的数据使用交互式数据语言 IDL 进行数据分析及指数拟合.

涡流测试序列的参数:重复时间为 1 000 ms,回波时间为 40 ms,视野为 1 000 mm,采样点数为 256.涡流测试梯度的强度为 ± 15 mT/m.在涡流测试梯度结束到 90° 射频脉冲开始之前,采用 20 个可变的延迟时间(范围为 0 ~ 500 ms),分别加正、负涡流测试梯度进行回波采集.为了提高计算精度,消除涡流对回波形状的影响,本文采用回波的质心来代替回波中心.最后采用最小二乘法对采集到的 0 ~ 500 ms 内的涡流根据式(2)进行拟合.由于最小二乘法对初值敏感,因此在拟合时采用了分段拟合的办法来确定拟合初始值.

DW-EPI 序列采用单激发自旋回波 EPI 序列,时序如图 3 所示.在 180° 射频脉冲两侧分别加上扩散梯度(虚线),扩散梯度加在频率编码 G_x 、相位编码 G_y 与选层 G_z 方向上.

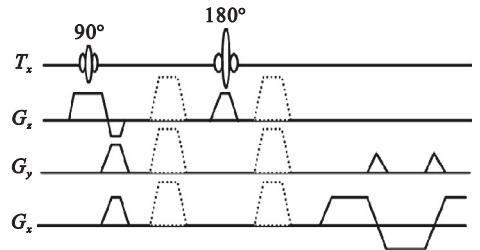


图 3 DW-EPI 脉冲时序图
Fig. 3 Pulse diagram of DW-EPI

2.2 数据分析

为了定量分析涡流校正对图像的几何畸变及伪影的影响,本文以国家食品药品监督管理局发布的“YY/T 0482—2010 医用成像磁共振设备主要图像质量参数的测定”为依据,采用如下方法进行定量分析.

对于伪影,采用 3 个测量值:1)在伪影处画感兴趣区域(region of interest, ROI),找到最大伪影值 G_{\max} ;2)在测量模体内画 ROI,计算信号平均值 S_{avg} ;3)在背景处画 ROI,计算背景噪声平均值 N_{avg} .伪影与信号的比值 g 为

$$g = (G_{\max} - N_{\text{avg}}) / S_{\text{avg}}. \quad (12)$$

设模体的实际直径为 d ,对于几何畸变,计算模体在水平、垂直以及左右倾斜 45° 角的直径的平均值 \bar{d} ,比例几何畸变的计算公式为

$$\delta = 1 - \bar{d}/d. \quad (13)$$

3 实验结果与分析

图 4 为 G_x , G_y 和 G_z 三个方向的涡流补偿情况. 经过涡流补偿后, G_x , G_y 和 G_z 三个方向的涡流均降低至 1 个像素以内. 表 1 为涡流补偿前后

最大涡流值的变化情况. 从表 1 可以看出, 经过涡流补偿后各方向的涡流值均有不同程度的下降, G_x 方向的最大涡流值约降低 1/15, G_y 方向的最大涡流值约降低 1/18, 涡流最大的 G_z 方向约降低了 1/107.

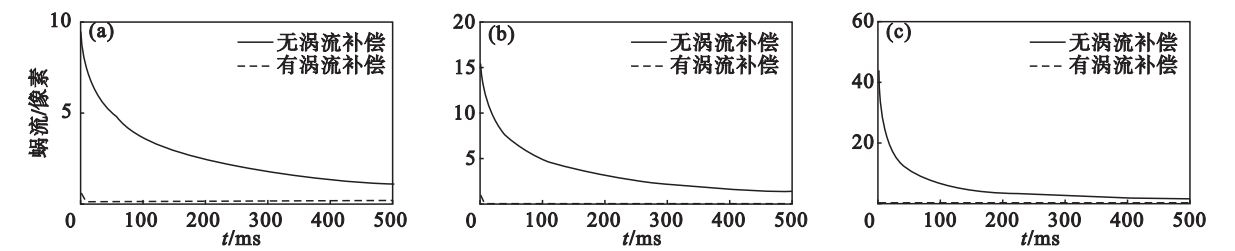


图 4 涡流补偿结果

Fig. 4 The eddy currents compensation results

(a)— G_x 方向; (b)— G_y 方向; (c)— G_z 方向.

表 1 涡流补偿前后的最大涡流值

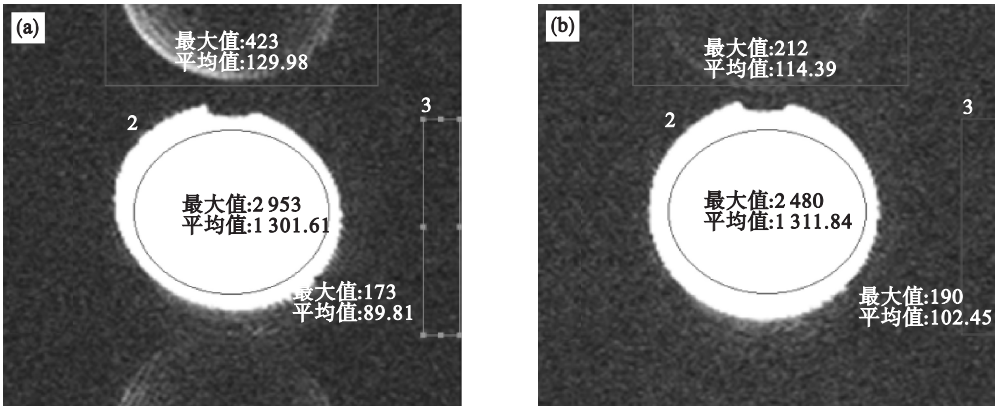
涡流补偿情况	梯度方向		
	G_x	G_y	G_z
无涡流补偿	9.299	15.11	43.441
有涡流补偿	0.559	0.823	0.403

为了提高涡流测量的准确性、灵敏性, 消除其他梯度涡流对测量的影响, 应注意以下几方面: 1) 图 1 中的涡流测试梯度 G 的持续时间要足够长, 让梯度上升沿产生的涡流有充分的时间衰减, 不会对梯度下降沿的涡流产生影响. 在实验时, 梯度 G 的持续时间设置为 2 s. 2) 对图 1 中的散相梯度 F , 应提高其梯度的强度, 缩短梯度的持续时间, 这样梯度上升沿产生的涡流会和下降沿产生的涡流相互抵消. 由于本算法采用了正负涡流测试梯度相减的方法, 对未抵消的涡流也会被减掉, 因而散相梯度 F 不会对涡流测量产生影响. 3) 对图 1 中

的读梯度 B , 应尽可能降低梯度的强度, 增加梯度的持续时间, 这样很小的梯度变化就会产生很大的回波中心偏移.

由于 1 ms 以内的涡流变化复杂, 在 1 ms 以内设置过多的时间延迟 (采样点) 会降低自动拟合算法的稳定性, 而且本系统支持的时间常数有限, 因此虽然经过涡流补偿, 系统三个方向的涡流均有下降, 但短时间尤其是 1 ms 以内仍然有剩余涡流存在. 如 G_x 方向的第一个采样点, 经过涡流补偿后仍有约 6% 的涡流存在. 因此 DW - EPI 序列对剩余涡流引起的相位误差进行补偿是必要的.

图 5a, 图 5c 为关闭涡流补偿后的扩散梯度加权图像, 图 5b, 图 5d 为经过涡流补偿后的扩散梯度加权图像. 依据前文所述的定量分析方法, 在图 5a, 图 5b 上分别统计出背景噪声强度的平均值、最大伪影强度值, 以及信号强度的平均值. 在图 5c, 图 5d 上, 圆心以标准 SE 图像为参照, 按照采集到的模体外轮廓画 4 条直径, 这些直径同心, 直线间夹角为 45° , 根据直径的平均值来计算几何畸变.



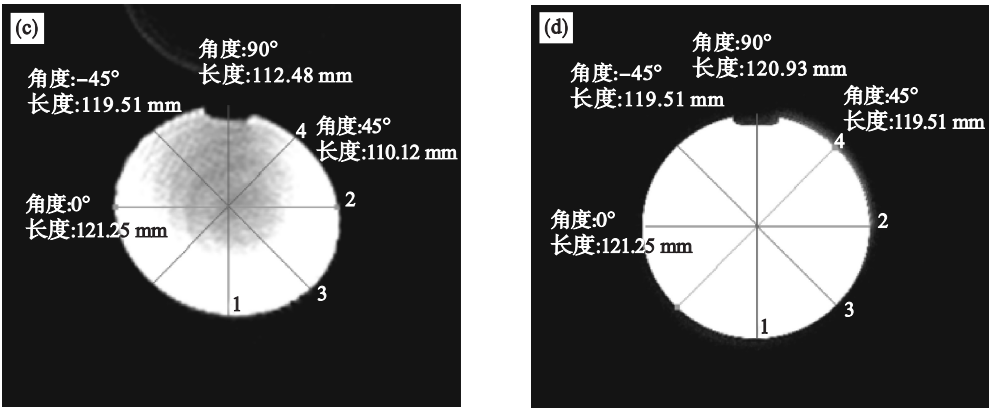


图 5 涡流引起的伪影及畸变
Fig. 5 Artifacts and geometrical distortion caused by eddy currents
(a) — 无涡流补偿时伪影测量信息; (b) — 有涡流补偿时伪影测量信息;
(c) — 无涡流补偿时几何畸变测量信息; (d) — 有涡流补偿时几何畸变测量信息.

涡流引起的几何畸变及伪影定量值如表 2 所示. 从表中可以看出, 打开涡流补偿后伪影会降低 1/3, 几何畸变会降低 5% .

没有经过涡流补偿的模体扩散加权图像, 由于涡流的影响, 使不同扩散梯度方向的图像产生了不同方向的位移、错切和拉伸, 如图 6 所示. 图 6a, 图 6b 不但产生了错切变形, 图像中心也发生了偏移, 图 6c 有拉伸变形. 由于扩散梯度在各方向产生的图像形变不一样, 这样在 3 个扩散梯度图像合成时, 由于图像无法对齐, 因而会产生图像

畸变和伪影.

表 2 涡流补偿前后的伪影和几何畸变定量对比
Table 2 Quantitative comparison of artifacts and geometric distortion with or without eddy currents compensation

涡流补偿情况	伪影与信号比/%	几何畸变/%
无涡流补偿	0.256	0.42
有涡流补偿	0.084	0.39

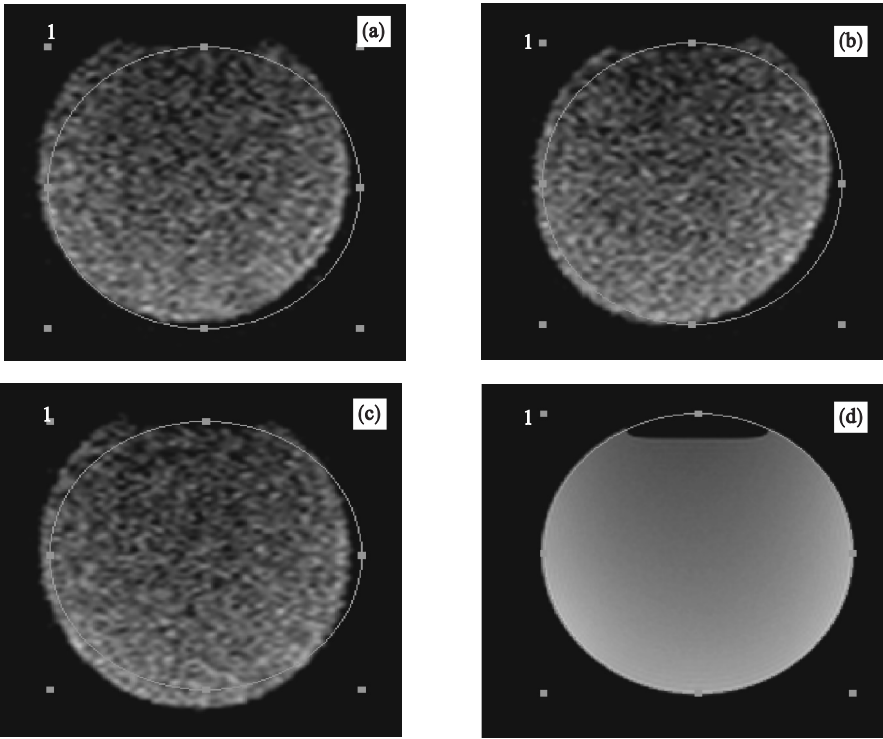


图 6 DW-EPI 不同方向扩散加权图
Fig. 6 DW-EPI diffusion-weighted images of three directions
(a) — 扩散梯度加在 G_x 方向的模体图像; (b) — 扩散梯度加在 G_y 方向的模体图像;
(c) — 扩散梯度加在 G_z 方向的模体图像; (d) — SE 序列的模体图像.

4 结 论

- 1) 本文针对永磁磁共振成像系统信噪比低、涡流校正困难这一问题,提出了一种涡流预加重补偿算法.由于所提出的算法基于 SE 序列开发,因此该算法具有 SE 序列的优点:信噪比高,算法的稳定性更好.
- 2) 对于剩余涡流场对 DW – EPI 扩散梯度累积的相位误差,本文提出了一种方法进行相位补偿.
- 3) 从 DW – EPI 的模体图像可以看出,本文提出的方法能有效去除图像几何畸变,降低图像伪影.

参考文献:

[1] Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes[J]. *Journal of Physics C:Solid State Physics*,1977, 10(3) :L55 – L58.

[2] Bennett L H, Wang P S, Donahue M J. Artifacts in magnetic resonance imaging from metals [J]. *Journal of Applied Physics*,1996,79(8) :4712 – 4714.

[3] Horsfield M A. Mapping eddy current induced fields for the correction of diffusion-weighted echo planar images [J]. *Magnetic Resonance Imaging*,1999,17(9) :1335 – 1345.

[4] Aliotta E, Moulin K, Ennis D B. Eddy current-nulled convex optimized diffusion encoding(EN-CODE) for distortion-free diffusion tensor imaging with short echo times[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2018,79(2) :663 – 672.

[5] Shen Y, Larkman D J, Counsell S, et al. Correction of high-order eddy current induced geometric distortion in diffusion-weighted echo-planar images [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2004,52(5) :1184 – 1189.

[6] Jeong E K, Kim S E, Parker D L. High-resolution diffusion-

weighted 3D MRI, using diffusion-weighted driven-equilibrium (DW-DE) and multishot segmented 3D-SSFP without navigator echoes [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2003,50(4) :821 – 829.

[7] Mueller L, Wetscherek A, Kuder T A, et al. Eddy current compensated double diffusion encoded (DDE) MRI [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2015,77(1) :328 – 335.

[8] Papadakis N G, Martin K M, Pickard J D, et al. Gradient preemphasis calibration in diffusion-weighted echo-planar imaging[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2000,44(4) :616 – 624.

[9] Ahn C B, Cho Z H. Analysis of the eddy-current induced artifacts and the temporal compensation in nuclear magnetic resonance imaging [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*,1991,10(1) :47 – 52.

[10] Tao S, Weavers P T, Trzasko J D, et al. Gradient pre-emphasis to counteract first-order concomitant fields on asymmetric MRI gradient systems[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2016,77(6) :2250 – 2262.

[11] Stich M, Wech T, Slawig A, et al. Gradient waveform pre-emphasis based on the gradient system transfer function[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2018,80(4) :1521 – 1532.

[12] Liu Q, Hughes D G, Allen P S. Quantitative characterization of the eddy current fields in a 40 cm bore superconducting magnet[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,1994,31(1) :73 – 76.

[13] Chinchali A P. Eddy current correction in PC-MRI: an analysis of local and global static tissue fitting techniques [D]. Los Angeles:University of California,2018.

[14] Robertson S, Hughes D G, Liu Q, et al. Analysis of the temporal and spatial dependence of the eddy current fields in a 40 cm bore magnet[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,1992,25(1) :158 – 166.

[15] Schmithorst V J, Dardzinski B J. Automatic gradient preemphasis adjustment: a 15-minute journey to improved diffusion-weighted echo-planar imaging [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*,2002,47(1) :208 – 212.