

# 磁共振图像处理中部分傅里叶重建算法的比较\*

何汶静<sup>1</sup>, 陈晓文<sup>1</sup>, 朱高杰<sup>2</sup>, 罗海<sup>2</sup>

(1. 川北医学院医学影像学系, 四川南充 637000; 2. 奥泰医疗系统有限公司, 成都 610000)

**[摘要]** **目的** 比较磁共振(MRI)图像处理中部分傅里叶重建算法,对比各算法的优缺点,改进算法。**方法** 基于部分傅里叶重建算法理论上的k空间数据的共轭、对称性,利用1.5T医用MRI设备,采集全k空间的数据,重建时仅利用其中55%~85%的数据模拟部分采集方式,用零填充、共轭对称、Homodyne、POCS几种算法分别重建图像。**结果** 共轭填充方式振铃伪影最明显,POCS算法去振铃伪影效果最好。**结论** POCS算法多次用低频相位加权迭代,在去掉伪影的同时造成高频图像细节丢失,且耗时较长;Homodyne算法能在保留图像细节和消除振铃中间取得较好的平衡,如果用Sinc函数作为权重函数进行相位解缠绕,还可以进一步提高图像质量。

**[关键词]** 部分傅里叶重建;磁共振成像;k空间

**[中图分类号]** TP391.41

**[文献标识码]** A

**[文章编号]** 1671-8348(2016)20-2804-03

## Comparison of partial Fourier reconstruction algorithms in MRI image processing

He Wenjing<sup>1</sup>, Chen Xiaowen<sup>1</sup>, Zhu Gaojie<sup>2</sup>, Luo Hai<sup>2</sup>

(1. Department of Medical Image, North Sichuan Medical College, Nanchong, Sichuan 637000, China;

2. Aotai Medical System Co., Ltd., Chengdu, Sichuan 610000, China)

**[Abstract]** **Objective** To compare the various partial Fourier reconstruction algorithms in MRI image processing and their advantages and disadvantages for improving algorithm. **Methods** Based on the conjugate symmetry in k-space data in the partial Fourier reconstruction algorithm theory, the 1.5T medical magnetic resonance equipment was utilized, the k-space data were collected, in reconstruction, only 55%—80% of full data were utilized to simulate the partial collection pattern and reconstruct the images by using the several algorithms of zero filling, conjugate synthesis, Homodyne detection and POCS. **Results** The results presented that the ringing artifact was most obvious in the conjugate filling pattern and the POCS algorithm had the best effect for eliminating the ringing artifact. **Conclusion** The POCS algorithm repeatedly uses the weighted iteration with low frequency phase positions, which eliminates artifact, meanwhile causes the lose of high frequency image details, moreover the time consuming is longer; the Homodyne algorithm can keep a good balance between maintaining the image details and diminishing ringing. If the Sinc function serves as a weighting function for conducting phase unwrapping, the image quality may be further improved.

**[Key words]** partial Fourier reconstruction; magnetic resonance image; k-space

磁共振(MRI)成像技术由于其无损伤,无放射性,可成像生理参数丰富,可进行功能成像等优点,目前已日益成为医院的核心检查设备<sup>[1]</sup>,广泛用于临床影像诊断<sup>[2]</sup>、脑功能研究<sup>[3]</sup>、生理学研究<sup>[4]</sup>、分子生物学<sup>[5]</sup>等方面。但由于MRI技术成像原理复杂,国内起步晚等原因,MRI需要解决的科学技术问题还很多。例如MRI的成像速度较慢一直是待解决的主要技术问题,成像速度慢不但花费医生和被检者更多的检查时间,降低设备利用率,更会由于检查过程中被检者的生理性运动造成图像模糊甚至失真,难以应用于动态成像,实时成像等。

随着计算机技术的不断发展,图像处理速度不断提高,利用计算机图像重建的方式缩短硬件采样时间成为可能。基于k空间的各种加速采集方法不断涌现,其中部分傅里叶成像算法是基于k空间的信号采集方法,它利用k空间的共轭对称性,采集50%以上的数据,再利用各种算法对未采集的数据进行填补,从而大量缩短扫描时间。部分傅里叶重建算法主要包括零填充、共轭对称、Homodyne等,各种算法的目的都是实现相位校正。这是由于在MRI设备中,采样时的运动、共振频率偏移、硬件延迟、涡流、磁场不均匀性等原因会造成数据的非完全对称<sup>[6]</sup>,共轭对称的数据会引入相位错误。这些重建算法在数据的非均匀性增加的时候,越发现其重要性。

本文比较和讨论的相位校正算法包括零填充、共轭对称、Homodyne、循环算法填充(POCS)。每一种算法都有其优势和局限性,对它们的定量分析可以找出各算法的适用规则,在不同的情况下使用合适的算法,更有利于进一步发展出新的算法。

### 1 算法的理论基础

MRI信号通过采样放入数据空间,经过数字化转化为k空间,常规k空间填充方式为直线填充,即一个相位编码周期填充一行,直到将k空间填充完毕。相位编码梯度常施加于Y轴,记为Gy,在主磁场均匀,梯度线性情况好的条件下,第(-t)行的线性相位编码梯度Gy(-t)和第t行的线性相位编码梯度Gy(t)之间满足Gy(-t)=-Gy(t),理论上只需采集一半k空间数据,另一半由对应位置数据共轭填充即可。

然而由于实际情况下数据会出现非对称性,共轭填充就会引入错误,这种错误往往表现在数据的相位上,需要校正。基于k空间的特性,k空间的中心包含最大信号,从中心向外周信号振幅逐渐减小,因此可采用多采集中心附近数据的方式,即50%以上的行数,来纠正相位差。

部分傅里叶k空间数据可由部分傅里叶分数P来表示,全k空间的傅里叶分数P为1.0,大多数部分傅里叶分数P为

\* 基金项目:四川省教育厅资助课题(1BZB0237)。 作者简介:何汶静(1983-),讲师,硕士,主要从事生物医学方面的研究。

0.55~0.8。

**1.1 零填充** 零填充即对 k 空间未采集的数据采用 0 补足, 再进行傅里叶变换。

**1.2 共轭填充** 利用厄米 (hermitian) 对称性, 共轭填充 k 空间的未采集数据, 即对一定层面  $S(-kx, -ky) = S^*(kx, ky)$

**1.3 Homodyne 算法填充** Homodyne 算法将数据分为对称部分和非对称部分, 对称部分为第  $(-PN, PN)$  行, 非对称部分为  $(PN, N)$  行, 其中 P 表示傅里叶分数,  $(-N, N)$  表示相位编码行数。对称部分为相位变化的低频部分, 非对称部分为相位变化的高频部分。设部分傅里叶变换仅在 y 方向 (相位编码方向) 进行,  $I(y)$  表示图像灰度数据,  $S(k)$  表示 k 空间数据, 对称采样的 k 空间图像重建有:  $I(y) = \int_{-N}^N S(k) e^{j2\pi ky} dk = \int_{-PN}^N S \times (-k) e^{j2\pi ky} dk + \int_{PN}^N S(k) e^{j2\pi ky} dk$ 。

转换第一项的积分变量, 得  $I(y) = \int_{PN}^N S(k) e^{j2\pi ky} dk + 2Re [\int_{PN}^N S(k) e^{j2\pi ky} dk]$ 。

根据假设  $I(y)$  为实数, 所以  $I(y) = Re [\int_{PN}^N S(k) e^{j2\pi ky} dk + 2 \int_{PN}^N S(k) e^{j2\pi ky} dk]$ 。

即对称部分  $(PN, PN)$  使用加权因子  $H(k) = 1$  加权, 而非对称部分  $(PN, N)$  使用  $H(k) = 2$  加权, 未采集部分  $(-N, PN)$  使用  $H(k) = 0$  加权。记为  $I(y) = Re [I_H(y)] = Re [\int_{-N}^N H(k) S(k) e^{j2\pi ky} dk]$ 。

为消除阶跃函数  $H(k)$  引入的信号强度突变所产生的截断伪影, 还需对  $H(k)$  进行平滑处理。

由于实际中  $I(y)$  不是一个纯实数, 所以还 Homodyne 算法还进行了相位校正, 对称部分提取低频相位信号  $I_L(y)$ , 并假设图像相位信号缓慢变化, 集中在低频部分, 忽略高频相位。

$$[I_L(y)] = [\int_{-N}^N L(k) S(k) e^{j2\pi ky} dk]$$

其中对称部分, 即  $(-PN, PN)$  行使用加权因子  $L(k) = 1$  加权, 其他部分使用  $L(k) = 0$  加权。

$$\text{相位纠正后图像为 } I(y) = I_H(y) \frac{IL(x)}{|I_L(x)|}$$

**1.4 POCS** POCS 重复的应用相位校正填充 k 空间。首先将部分 k 空间采样矩阵作为初始值, 该矩阵可以是经过零填充的矩阵, 也可以是共轭填充的, 或者是经过 Homodyne 算法得到图像数据后反变换至 k 空间的矩阵。然后将相位校正的方法应用到该矩阵中, 得到图像数据, 再反变换至 k 空间, 如此循环迭代, 直到达到约束条件。

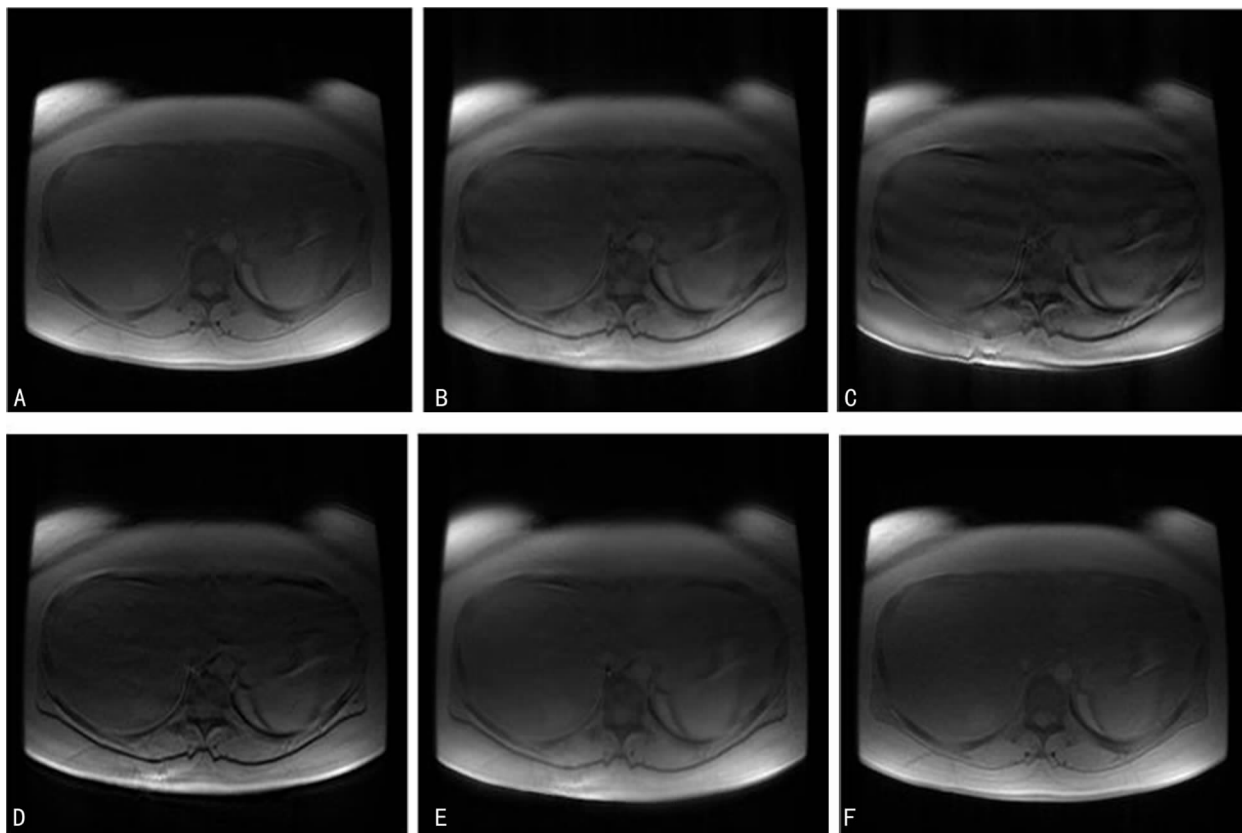
### 2 各算法重建结果与分析

实验数据由 1.5T 超导磁共振成像设备采集 (奥泰医疗系统有限责任公司, 四川成都)。其射频信号经体线圈发射, 人体氢质子磁共振信号可经头线圈为 8 通道并行采集, 或经脊柱线圈 7 通道并行采集, 其他部位也有相应接收线圈。接收到的信号最后保存为和通道数相同个数的复数矩阵, 经傅里叶变换后将矩阵元素 (复数) 的模相加得到最终结果并显示。

实验均采用全 k 空间数据采集, 即傅里叶分数  $PF = 1.0$ , 然后根据不同的傅里叶分数 PF 的值, 去掉部分行, 即在 y 方向讨论部分傅里叶算法。接着将部分傅里叶矩阵按照前面的方法填充数据, 并根据公式 (1) 定量描述图像质量。

$$D(a, s) = \frac{1}{NXV} \sqrt{\sum_{i,j=0}^N (a_{i,j} - s_{i,j})^2} \quad (1)$$

其中 D 表示图像 a 和标准图像 s 之间差异的定量描述, N 表示矩阵大小,  $a_{i,j}$  和  $s_{i,j}$  表示每一个矩阵元素。

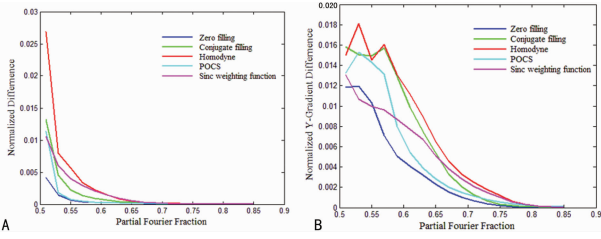


A: 原图片; B: 零填充, PF=0.55; C: 共轭填充, PF=0.55; D: Homodyne 算法, PF=0.55; E: POCS 算法, PF=0.55; F: 共轭填充, PF=0.75。

图 1 各算法重建图像

**2.1 吉布斯振铃** 图 1B~1E 显示由体线圈一次采样的图像, 在傅里叶分数  $PF = 0.55$ , 即采样全空间数据的 55% 时, 不

同算法填充 k 空间后的数据进行傅里叶变换得到,其中零填充和共轭填充显示了明显的吉布斯振铃伪影,而 Homodyne 和 POCS 算法的振铃伪影较轻。随着傅里叶分数 P 增大,吉布斯振铃逐渐消失(图 2)。由图 2 可知各种算法大概在  $P=0.75$  处和原图的差异下降到 0.1% 附近。



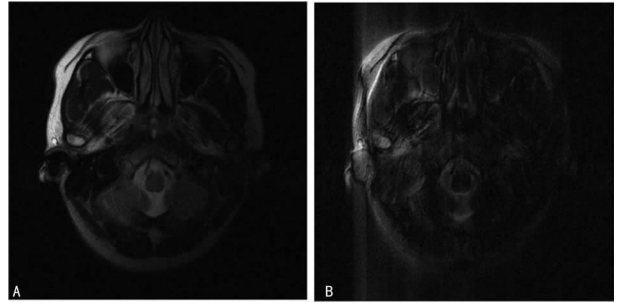
A: 归一化图像对应像素灰度差; B: 部分傅里叶变换方向梯度图之差。

图 2 重建图像和原图像之间差异定量分析

**2.2 定量分析及其局限性** 图 2A, y 轴表示各图片归一化后与原图的误差,图 2B 表示 y 方向,即欠采样方向的梯度图像与原图梯度图像之间的误差,误差越小,成像质量越好。可以发现,根据式(1)的定量公式,零填充算法和原图的差异较小,但定量式(1)表现不出零填充算法引入的振铃效应。Homodyne 和 POCS 算法从消除振铃的角度来讲效果更好,这是由于这两种算法利用低频部分 k 空间数据加权实现相位纠错,POCS 更是多次迭代加权低频图像,所以振铃基本消失。但是高频部分在一定程度上有其不可替代性,所以低频部分的加权反而引入了误差,因此 Homodyne 和 POCS 算法从图 2A 上看,其定量误

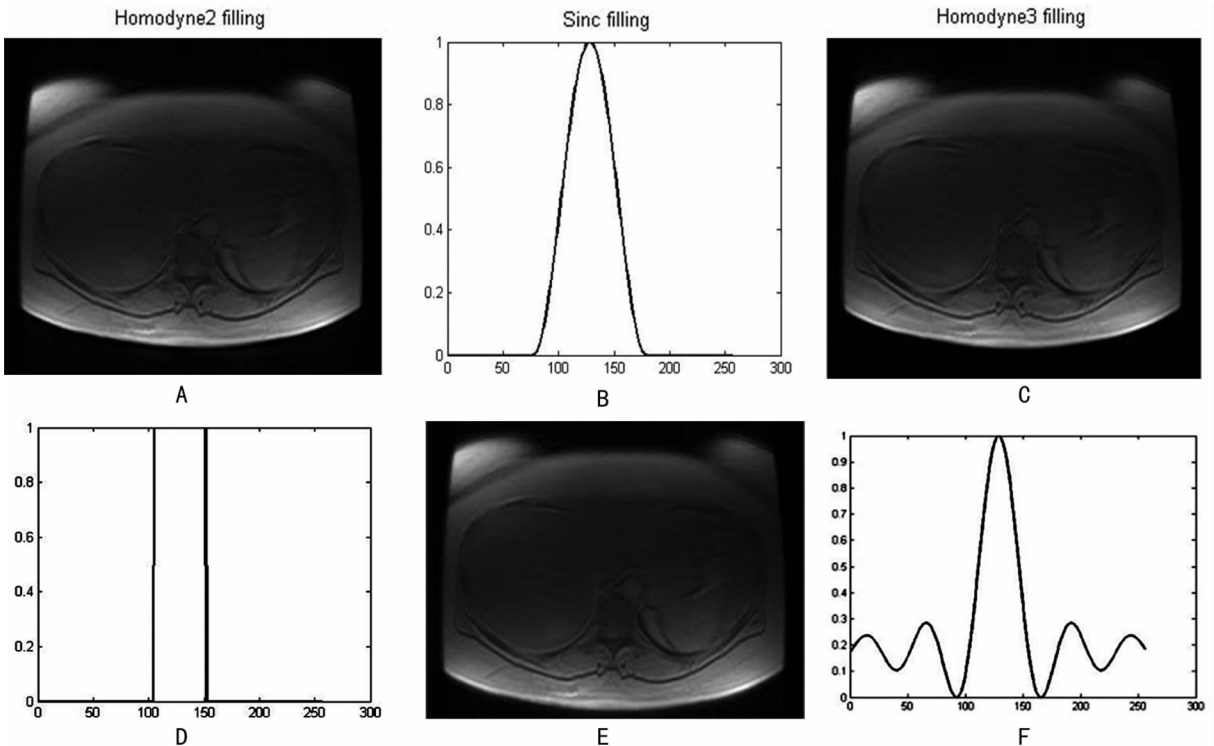
差的值大于零填充。

**2.3 适用范围** 另外,图像相位的剧烈变化对图像质量影响较大。例如由头线圈采样的图像,它由 8 个线圈 8 个通道构成,每个通道独立采样成一幅图像再进行合成。如图 3A 所示是其中一个通道的采样图像,如果对其去掉部分高频 k 空间数据,再采用各种部分傅里叶变换算法,在相位变化剧烈的位置图像质量会在欠采样方向出现模糊,例如体外和含有空气的骨骼组织,如图 3B 所示,在离本通道对应线圈较近的位置,信号较强,图像对比度高,图像相位变化剧烈,因此部分傅里叶变换后其附近出现了模糊,说明这种方法采样的图像不适合使用以上所描述的部分傅里叶填充算法,应改用其他算法<sup>[7-9]</sup>。图 3 以 Homodyne 算法,PF=0.6 为例实现图像重建,但效果欠佳,如图 3B 所示。其他算法重建效果与此接近或者更差,此处限于篇幅不再赘述。



A: 原图像; B: Homodyne 算法填充图像, PF=0.6。

图 3 阵列线圈采用图像重建



A: 用 B 函数加权重建的图像; B: Homodyne 算法加权函数; C 用 D 函数加权重建的图像; D 阶跃加权函数; E 用 F 函数加权重建的图像; F: Sinc 加权函数。

图 4 不同加权函数重建的图像

3 结 论

部分傅里叶变换是一种简单基础的通过欠采样方式提高成像速度的方法,已有的方式主要有零填充,共轭填充, Homodyne 算法, POCS 算法。

**3.1 关于加权函数的讨论** Homodyne 和 POCS 算法都需要用加权函数。计算表明 POCS 算法对加权函数的要求相对来说不高。其原因可能是多次迭代降低了加权函数的影响。Homodyne 没有采用迭代,凸显出加权函数的重(下转第 2809 页)

持有关,健康干预要注重评估希望水平,鼓励家属参与到患者的健康管理中,同时帮助经济困难的患者解决经济问题。护士、医生、营养师和心理咨询师应充分发挥团队精神,制订个体化的健康干预方案,帮助患者解决面临的困难。亦可通过网络支持干预手段解决患者日常生活中所遇到的问题。

### 参考文献

- [1] 顾波,乔勤,马骏.上海市静安区行血液透析治疗的终末期肾病患者流行病学调查[J].上海医学,2015,38(1):846-850.
- [2] 张海林,路潜,文翠菊.中青年血液透析患者体力活动水平及生活质量的研究[J].护士进修杂志,2012,27(4):293-296.
- [3] 张艳萍,韩雪.现代医学模式下医院健康教育问题的思考[J].中国卫生事业管理,2010,25(1):44-45.
- [4] 张作记.行为医学量表手册[M].北京:中华医学电子音像出版社,2005:54-60.
- [5] 李晓波,武丽.肺癌患者社会支持与希望的相关性调查[J].中国临床康复,2004,8(35):7894-7895.
- [6] 吴明隆.问卷统计分析实务-SPSS操作与应用[M].重庆:重庆大学出版社,2010.
- [7] 张倩倩,张奕琳,徐飒,等.老年腹膜透析患者社会支持、应对方式与自我感受负担的相关性研究[J].中国实用护理杂志,2015,31(14):1036-1039.
- [8] 崔月利,高少波,王娟,等.老年维持性血液透析患者家庭

支持和生活质量相关性分析[J].中国老年学杂志,2008,28(18):1838-1839.

- [9] 何静,张利,袁发焕.血液透析患者生活质量的影响因素分析[J].重庆医学,2008,37(2):144-146.
- [10] Alshraifeen A, McCreeddie M, Evans J. Quality of life and well-being of people receiving hemodialysis treatment in scotland; a cross-sectional survey[J]. Int J Nurs Pract, 2014,20(5):518-523.
- [11] 张云萍,薛小玲.血液透析患者希望水平与焦虑、抑郁情绪的相关性研究[J].护士进修杂志,2011,26(12):1062-1064.
- [12] 赵婷婷,徐丽华,杨云衣,等.小细胞肺癌患者生命质量与希望水平的现状及相关性研究[J].护理研究,2014,28(11A):3856-3858.
- [13] Duggleby W, Wright K, Williams A, et al. Developing a living with hope program for caregivers of family members with advanced cancer[J]. J Pallia Care, 2007,23(5):23-31.
- [14] 王颖,林可可.维持性血液透析患者生活质量及相关因素分析[J].中国血液净化,2010,9(2):106-108.
- [15] 王翠珍,陶明芬,王金宝,等.婚姻状况对维持性血液透析患者生活质量影响的调查研究[J].中国血液净化,2015,14(4):227-230.

(收稿日期:2016-02-01 修回日期:2016-04-09)

(上接第 2806 页)

要性。加权函数最简单的形式是阶跃函数,即前面提到的  $H(k)$  和  $L(k)$ 。但是由于阶跃函数的傅里叶变换是脉冲函数,会引入振铃。所以 Homodyne 算法在使用  $H(k)$  和  $L(k)$  时对其进行了平滑处理,图 4A 是傅里叶分数  $P=0.6$  时,用图 4B 所示平滑的加权函数其进行相位纠正后的图像,图 4C 是直接使用阶跃函数图 4D 纠正后的图像。根据卷积定理,函数在频域与阶跃函数相乘等于在时域与脉冲函数卷积,所以图 4C 的效果并不理想。

Homodyne 算法的加权函数利用中间对称部分的  $k$  空间数据进行相位纠正,虽然能消除振铃,但高频非对称部分未能用上,所以作者提出用 SINC 函数(如图 4F)所示作为加权函数,SINC 函数的傅里叶变换是矩形函数,所以在消除振铃时可以有更好的还原图片细节,如图 4E 所示是在傅里叶分数  $P=0.6$  时采用 SINC 加权函数还原的图像。图 2 所示的定量分析也可以看出用 SINC 函数加权还原的图像(紫色曲线)与原图和原梯度图的差异优于改进前的 Homodyne 算法(红色曲线)。

**3.2 关于各算法的讨论** 部分傅里叶重建算法更适用于相位缓慢变化的图像。其中零填充,共轭填充方式会引入吉布斯振铃,这是由于零填充和共轭填充都可以看成是完整  $k$  空间数据和一个权重函数相乘的结果,如果该权重函数是阶跃函数,则由卷积定理,函数在频域相乘等于在时域的卷积。而阶跃函数的傅里叶变换是脉冲函数。由此卷积的结果就会给图像带来振铃伪影。但其优点在于更多地保留了图像细节;Homodyne 算法和 POCS 算法利用低频  $k$  空间数据加权的方式降低振铃伪影,其中 POCS 算法通过迭代多次加权低频数据,所以振铃伪影消除得最好,但是高频数据,即图像细节未受到保护,且多次迭代的方式也延长了计算时间,更依赖于计算机处理速

度,降低了成像效率。

利用 SINC 函数作为加权函数,可进一步提高 Homodyne 重建质量。定量计算对比了这种改进算法变换后的图像的误差,结果表明与原图和原图梯度图像对应像素相比,SINC 加权的误差小于原 Homodyne 算法。

### 参考文献

- [1] 陈艳萍,彭学龄,何凌冰.磁共振行业发展概况[J].中国医疗器械信息,2014,12(1):16-19.
- [2] 白人驹,张雪林.医学影像诊断学[M].3版.北京:人民卫生出版社,2010.
- [3] 刘英佳.国内外脑功能 MRI 领域的文献计量及可视化分析[D].天津:天津医科大学,2012.
- [4] 王利.灌注/代谢功能磁共振成像技术研究与应用[D].南京:南京航空航天大学,2013.
- [5] 滕皋军,崔莹.磁共振分子影像学研究进展[J].磁共振成像,2014,5(1):31-36.
- [6] 汪元美,赵晓东.非均匀场中磁共振成像问题的研究[J].中国生物医学工程学报,2002,21(2):161-168.
- [7] 肖杰雄.基于 POCS 算法的超分辨率图像重建[D].上海:上海交通大学,2009.
- [8] 姚宇.基于并行重建和压缩感知的磁共振快速成像方法研究[D].广州:华南理工大学,2013.
- [9] 夏爽.MR 并行采集技术的优势[J].国外医学临床放射学分册,2006,29(5):348-353.

(收稿日期:2016-01-29 修回日期:2016-04-07)