

# 部分 K 空间数据的实部重建

朱东铭 王金淮 曾晓庄

(安科高技术有限公司 MRI 部, 深圳 518067)

**摘要** 从理论分析出发, 研究并实现了用于磁共振成像的部分 K 空间数据实部重建的一个算法, 给出了实验结果并进行了分析和讨论。

**关键词** 磁共振成像, 磁共振成像重建算法

## 1 引言

在磁共振成像中, 一般是根据磁共振频率与所受外加磁场强度成正比这一现象, 在外加匀场之上施加相位与频率编码梯度磁场, 使得采集到的磁共振信号以不同的频率和初始相位对应于 X、Y 坐标, 再进行二维反 FT 变换将各成分予以分解, 重建图象。

由于待成像物理量(如成像物某层面质子分布等)为实函数, 所以重建后的图象对应为实函数, 根据 FT 性质, 其重建前的原始数据应具有厄米对称性, 用  $M_i(K_x, K_y)$  表示上述理想情况下的原始数据, 即

$$M_i(-K_x, -K_y) = M_i^*(K_x, K_y)$$

在这种情况下, 只要采集一半的 K 空间数据, 即可完全重建整幅图象。

在实际情况中, 由于信号线延时、正交检测不理想、梯度涡流等众多不理想因素的影响, 使得原始数据厄米对称性遭到破坏, 重建后的图象加上了一个空间相关缓慢变化的相移  $\varphi(x, y)$ , 这时仅靠一半 K 空间数据已不能重建整幅图象, 一般取比一半稍多一点的数据, 抽取并修正上述相移, 实现部分 K 空间数据的重建, 用于缩短扫描时间或短 TE 扫描等, 极具实用价值。本文在理论分析基础上介绍一种部分 K 空间数据的实部重建算法, 应用于我公司的 MRI 系统, 取得了较好的效果。

## 2 算法原理

理想情况下一幅完整 K 空间的采集数据及其重建图象分别用  $M_i(K_x, K_y)$ ,  $m_i(x, y)$  表示, 依上所述,  $M_i(K_x, K_y)$  具有厄米对称性,  $m_i(x, y)$  为实函数。将分解为高频与低频两部分:

$$L_i(K_x, K_y) = M_i(K_x, K_y) \cdot G_{LP}(K_x, K_y)$$

$$H_i(K_x, K_y) = M_i(K_x, K_y) \cdot G_{HP}(K_x, K_y)$$

$$M_i(K_x, K_y) = L_i(K_x, K_y) + H_i(K_x, K_y)$$

$H_i(K_x, K_y)$  与  $L_i(K_x, K_y)$  也应具有厄米对称性, 各自重建结果也为实函数, 记为  $h_i(x, y)$  与  $l_i(x, y)$ 。用  $\varphi(x, y)$  表示由各不理想因素引起的相移, 此时原始数据及重建象分别表示为:

$$M(K_x, K_y), m(x, y), \text{ 则:}$$

$$F_{2D}^{-1}[M(K_x, K_y)] = m(x, y) = m_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} \quad (1)$$

同样将  $M(K_x, K_y)$ ,  $m(x, y)$  分解为高、低频两部分  $H(K_x, K_y)$ ,  $L(K_x, K_y)$ , 由于  $\varphi(x, y)$  为一缓变量, 所以:

$$F_{2D}^{-1}[L(K_x, K_y)] = l(x, y) \approx l_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)}$$

$$\text{则: } F_{2D}^{-1}[H(K_x, K_y)] =$$

$$F_{2D}^{-1}[M(K_x, K_y) - L(K_x, K_y)] \approx$$

$$m_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} - l_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} =$$

$$h_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} \quad (2)$$

当缺失一半高频成分时, 部分 K 空间数据可视为高频部分乘以一个单位阶跃  $u(\cdot)$ :

$$u(K_x) = \begin{cases} 1 & K_x \geq 0 \\ 0 & K_x < 0 \end{cases} \quad m_i(x, y)$$

即:

$$M'(K_x, K_y) = L(K_x, K_y) + u(K_x) \cdot H(K_x, K_y)$$

则其直接重建结果为:

$$\begin{aligned} F_{2D}^{-1}[M'(K_x, K_y)] &= \\ F_{2D}^{-1}[L(K_x, K_y) + u(K_x) \cdot H(K_x, K_y)] &= \\ l_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} + \frac{1}{2}h_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} + \\ \frac{1}{2}h_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} * \frac{1}{i\pi x} \end{aligned} \quad (3)$$

由式(3)受到启发, 可对部分 K 空间数据施以图 1 所示加权, 使高频部分加倍:

$$\begin{aligned} \text{即: } M''(K_x, K_y) &= \\ L(K_x, K_y) + 2 \cdot u(K_x) \cdot H(K_x, K_y) \end{aligned}$$

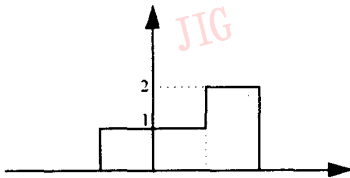


图 1 高频加倍示意图

Fig. 1 Doubling of high frequency

其重建结果为:

$$\begin{aligned} F_{2D}^{-1}[M''(K_x, K_y)] &= \\ F_{2D}^{-1}[L(K_x, K_y) + 2 \cdot u(K_x) \cdot H(K_x, K_y)] &= \\ l_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} + h_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} + \\ h_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} \cdot \frac{1}{i\pi x} \end{aligned}$$

考虑到  $\varphi(x, y)$  为缓变量, 故

$$h_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} \cdot \frac{1}{i\pi x} \approx [h_i(x, y) \frac{1}{i\pi x}]e^{i\varphi(x, y)}$$

故上式可进一步简化:

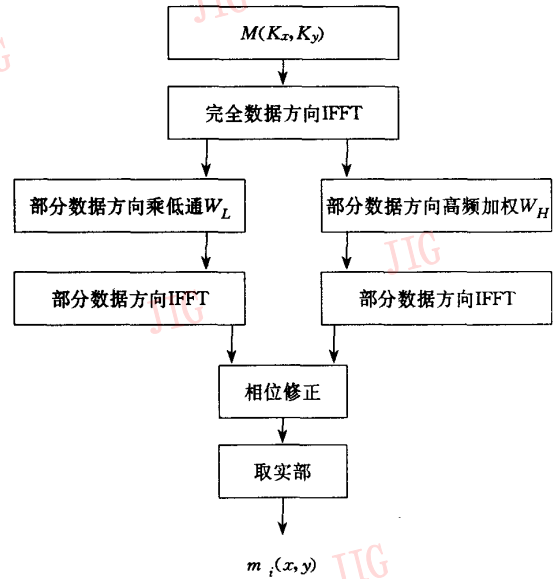
$$\begin{aligned} F_{2D}^{-1}[M''(K_x, K_y)] &\approx \\ m_i(x, y)e^{i\varphi(x, y)} + [h_i(x, y) \frac{1}{i\pi x}] \cdot e^{i\varphi(x, y)} &= \\ [m_i(x, y) - i \cdot h_i(x, y) \frac{1}{\pi x}] \cdot e^{i\varphi(x, y)} \end{aligned} \quad (4)$$

由式(4)可见, 若对部分 K 空间数据施以以上高频加权, 再消去重建后的附加相移并取实部, 可实现近于理想的重建, ( $\varphi(x, y)$  由  $L(x, y)$  重建结果中提取), 即:

$$R_e[\frac{F_{2D}^{-1}[M''(K_x, K_y)] \cdot |F_{2D}^{-1}[L(K_x, K_y)]|}{F_{2D}^{-1}[L(K_x, K_y)]}] \approx$$

### 3 算法实现

基于上述分析, 算法实现如下:



其中  $W_L, W_H$  理想频响应为图(2)所示, 按上述流程可由部分 K 空间数据得到理想的重建。必须注意的是, K 空间的阶跃一般会引起重建结果中的截断伪影, 因此滤波器的设计一方面要尽可能逼近理想频响, 一方面也必须考虑适当的过渡以减少截断伪影, 如低通采用汉明窗等等。

实验中我们采用了一种指数形式的滤波器, 由两个参数控制其频响曲线, 实现的频响如图(3)所示, 取得了较好的效果。

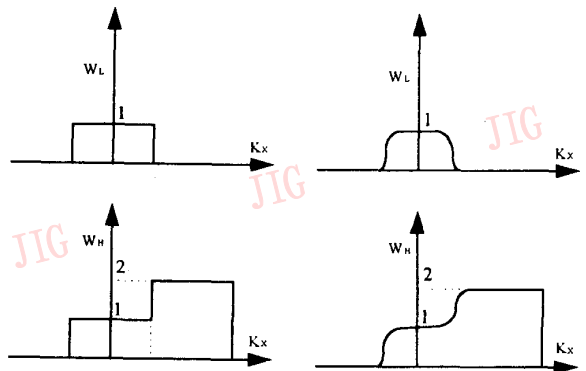


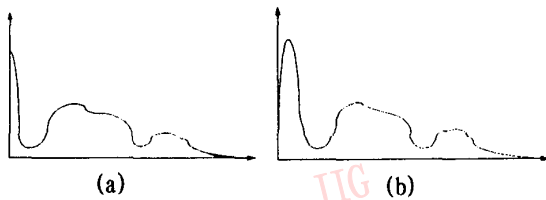
图 2  $W_L, W_H$  理想频响  
Fig. 2 Ideal frequency response of  $W_L, W_H$

图 3 实际  $W_L, W_H$  频响  
Fig. 3 Actual frequency response of  $W_L, W_H$

## 4 结果与讨论

对分辨率样品及人体头部  $256 \times 512$  扫描完整原始数据分别在频率编码和相位编码方向截去部分数据,由上述算法进行部分K空间数据的实部重建,至截去30%~40%数据时仍可取得较为满意的重建结果,符合我们的预期。

但实验中也发现实部重建的结果普遍存在背底噪声被抬高,归一化后对比度变坏的情况,其典型直方图由图4(a)变为图4(b)的情形。



(a)典型情况 (typical case) (b)退化情况 (deteriorated case)

图4 重建图象直方图

Fig. 4 Histogram of reconstructed image

该问题的成因,估计是对少数负值点处理不当而引至。适当处理这些负值点,可望克服这一问题,实验中我们采用了直方图修正的方法加以补救。

## 参考文献

- 1 NoU D C, Nishimura D G. Homodyne Detection in Magnetic Resonance Imaging. IEEE Trans. on Med. Img, 1991,10(2): 154~163.
- 2 Macfau J R, Pelc N J, Vavrek R M. Correction of Spacially Dependent Phase Shifts for Partial Fourier Imaging. Mag. Res. Img, 1998,16(2):143~155.
- 3 Paper of United States Patent. No. 5168227. 1992



朱东铭,工程师。1989年武汉大学无线电信息工程学系毕业并获电子学学士学位,1992年获硕士学位。现在深圳安科高技术有限公司从事磁共振成像信号处理方面工作。

# Real Part Reconstruction of Partial K-Space Data

Zhu Dongming, Wang Jinhui, Zeng Xiaozhuang

(Dept. of MRI, Analogic scientific Inc, Shen zhen 518067)

**Abstract** In this paper, an algorithm for real part reconstruction of partial K-space data in MRI is presented and realized. The test result is given and discussed.

**Keywords** Magnetic resonance imaging, Reconstruction in MRI