

# PROPELLER 磁共振成像数据重建中的 仿射运动校正新算法

冯衍秋, 刘小武, 陈武凡

(南方医科大学生物医学工程学院医学信息研究所, 广东广州 510515)

**摘要:** PROPELLER (Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction) 磁共振成像方法对刚性运动伪影的消除效果非常显著, 已经在头部磁共振成像中获得了成功应用. 但是刚性运动一般仅存在于头部成像中, 人体其它部位成像往往伴随着不同程度的软组织拉伸变形. 对于这种软组织变形必须基于非刚性运动模型才能准确地进行描述并加以校正. 本文将 PROPELLER 采样中的每个  $k$ -空间条经过傅立叶逆变换重建得到临时图像, 通过基于仿射运动模型的图像配准算法获得非刚性运动信息, 然后根据仿射变换的频域性质, 对 PROPELLER 采样中的每个  $k$ -空间条进行校正, 最后经网格化重建得到最终图像. 仿真实验与真实数据实验表明, 相对于现有的 PROPELLER 重建算法, 本文所提算法对于刚性运动与仿射运动造成的伪影均具有很好的校正效果.

**关键词:** 磁共振成像; PROPELLER; 运动伪影校正; 仿射变换

**中图分类号:** R445.2      **文献标识码:** A      **文章编号:** 0372-2112 (2010) 04-0904-06

## Affine Motion Compensation with Improved Reconstruction in PROPELLER MRI

FENG Yan-qiu, LIU Xiao-wu, CHEN Wu-fan

(Institute for Medical Information & Technology, School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou, Guangdong 510515, China)

**Abstract:** PROPELLER (Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction) MRI offers an effective means for compensating rigid motion during data collection. So far, this method has been evaluated clinically and found to be able to improve image quality through quantification and correction for head motion, where hypothetically only rotation and translation is present. During imaging of other parts of body, especially in abdomen, soft tissue such as liver, deformation occurs frequently. Traditional PROPELLER reconstruction can't model this kind of non-rigid body motion and can only attain limited compensation through correlation weighting. In this paper, a new method was proposed for affine motion correction, which extracted affine motion information from image space and compensated it in  $k$ -space. The experimental results show that the proposed method could correct artifacts due to not only the rigid motion but also the affine motion.

**Key words:** MRI (Magnetic Resonance Imaging); PROPELLER; motion correction; affine transformation

### 1 引言

由于磁共振数据采集时间比较长,病人在检查过程中难免会发生各种各样的运动,导致图像中出现伪影,严重地影响临床诊断.根据运动表现形式的不同,这些运动可概括为刚性与非刚性两类.头部由于有颅骨固定通常被认为是刚性运动,当前消除刚性运动伪影的方法主要有基于导航回波的方法<sup>[1,2]</sup>、基于图像质量测度的优化搜索法<sup>[3,4]</sup>、PROPELLER 成像方法<sup>[5]</sup>. PROPELLER 利用  $k$ -空间中心区域重复采样的数据估计采集过程中

患者的运动信息,进而加以补偿,对刚性运动伪影的消除效果非常显著,已经在头部成像中得到了广泛应用<sup>[6~8]</sup>.与头部不同,人体其它部位的运动大多是非刚性的,如呼吸运动、心跳以及大血管的搏动等,它们是周期性的,这类伪影的消除方法主要有门控和调序相位编码等.门控方法保证了物体在数据采集期间处于同一位置,但是它延长了采集时间<sup>[9]</sup>.调序相位编码通过重新调配相位编码步的顺序,以降低周期运动对数据的调制作用<sup>[10,11]</sup>,这类方法目前可以用来消除呼吸运动产生的鬼影.另外,如吞咽动作、舌动、眼球转动、躁动等各种

自主性运动形式,这类运动具有一定的随机性及不可控性,目前还没有很好的方法能够消除它们。

PROPELLER 方法通过相关加权,即根据每个  $k$ -空间条与所有  $k$ -空间条的平均值之间的相关系数给定每个  $k$ -空间条不同的加权值,这在一定程度上消除了一些刚性运动之外的运动伪影<sup>[5]</sup>,但这种方法不能有效地刻画非刚性运动,因而作用非常有限。PROPELLER 方法在  $k$ -空间中心区域进行重复采样得到的数据包含着丰富的运动信息,现有的 PROPELLER 方法只能估计出旋转和平移信息。本文利用基于仿射运动模型的图像配准算法,估计出各个  $k$ -空间条之间的仿射运动信息,并根据仿射变换的频域性质,即在图像域中进行仿射变换相当于在频域中也进行了仿射变换再加上一个线性相移,提出了一种 PROPELLER 磁共振成像数据中的仿射运动校正新算法。

## 2 方法

### 2.1 PROPELLER 数据采集

PROPELLER 的  $k$ -空间采样轨迹如图 1 所示。

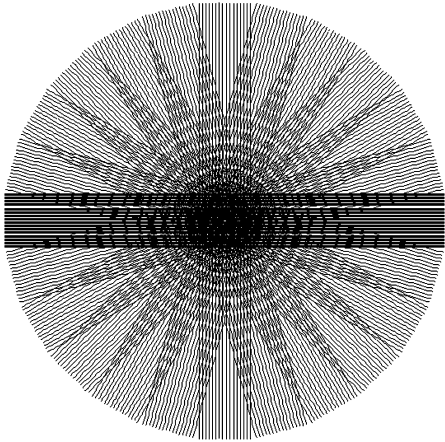


图1 PROPELLER MRI的 $k$ -空间采集轨迹

首先用常规方式采集  $k$ -空间中心附近的一组  $k$ -空间线,假设为  $L$  条,得到一个  $k$ -空间条,然后围绕  $k$ -空间的中心每旋转一个固定角度采集下一个  $k$ -空间条数据,直至完成整个  $k$ -空间的采样。这种采样方式的特点是将  $k$ -空间采样分割成一定数目的  $k$ -空间条顺序进行,用尽可能快的速度采集每个  $k$ -空间条,则可以近似认为运动仅仅发生在采集  $k$ -空间条之间;由于  $k$ -空间中心附近有一个直径为  $L/\text{FOV}$  (Field of View, 视野) 的圆形区域,该区域在每个  $k$ -空间条中都被采样过,可以叫做重叠采样区域 (Overlapped Sampling Area, OSA),由重叠采样区域的数据可以估计出发生在采集  $k$ -空间条之间的运动信息。PROPELLER 数据重建过程包括运动参数估计、运动校正和网格化重建。

### 2.2 刚性运动伪影校正方法

刚性变换只改变物体的位置和方向,而物体的长度、形状以及面积都不变,如图 2(b) 所示,网格图在刚性变换后只是位置倾斜了一下但形状并没有改变。刚性变换主要包括平移和旋转两种运动,它的矩阵表达式为:

$$\begin{bmatrix} q_x \\ q_y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & \Delta x \\ \sin\theta & \cos\theta & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

刚性变换有 3 个自由度,分别对应式(1)中的  $\theta$ ,  $\Delta x$  和  $\Delta y$ ,其中  $\theta$  表示旋转的角度, $\Delta x$ ,  $\Delta y$  分别表示  $x$ ,  $y$  方向上的平移量。

刚性运动伪影的校正方法是基于傅立叶变换的旋转和平移性质:图像域中旋转一幅图像相当于在频域数据中旋转了相同的角度,图像域中移动一幅图像相当于在频域数据中产生了一个线性相位。如式(2)和式(3):

$$\Gamma(f(r, \theta + \Delta\theta)) = F(k, \phi + \Delta\theta) \quad (2)$$

$$\Gamma(f(x - \Delta x, y - \Delta y)) = F(u, v) e^{-j2\pi(\frac{u\Delta x}{M} + \frac{v\Delta y}{N})} \quad (3)$$

式(2)中, $f(r, \theta)$ 与  $F(k, \phi)$ 分别为  $f(x, y)$ 和  $F(u, v)$ 的极坐标形式。 $\Delta\theta$ 为图像的旋转角度。显然,如果采集某个  $k$ -空间条的过程中发生了相对于参考数据(通常选第一个  $k$ -空间条或所有  $k$ -空间条的平均值)的旋转运动,只要找到旋转角度  $\Delta\theta$ ,对旋转后的  $k$ -空间数据进行一个角度相同但方向相反的旋转,就可以有效地实现旋转校正。

式(3)中, $f(x, y)$ 为图像数据, $F(u, v)$ 为  $f(x, y)$ 的傅立叶变换; $\Delta x$ ,  $\Delta y$  分别为  $x$ ,  $y$  方向上的平移参数; $M$ ,  $N$  分别为图像的长与宽。同理,如果采集某个  $k$ -空间条的过程中发生了相对于参考数据的平移运动,只要找到平移量 ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ),对平移后的  $k$ -空间数据的相位进行补偿,就可以有效地实现平移校正。

其中旋转角度  $\Delta\theta$  和平移参数 ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ) 可以由基于频域数据的 DART 配准算法估计得到,具体算法见参考文献[12]。

### 2.3 仿射变换及其频域性质

仿射变换是非线性变换中重要的一个子类,它是相似变换、刚性变换以及欧式变换的通用形式。仿射变换主要包括旋转、平移、放缩和剪切四种运动,它由一个非奇异的线性变换接上一个平移变换组成<sup>[13]</sup>,矩阵表达式为:

$$\begin{bmatrix} q_x \\ q_y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

一个平面上的仿射变换有 6 个自由度,分别对应式

(4)中的6个元素,其中  $a$ 、 $e$  是线性放缩量,  $b$ 、 $d$  表示沿  $x$  和  $y$  方向的剪切,  $c$ 、 $f$  分别表示  $x$  和  $y$  方向上的平移量.

$$\text{当 } \begin{bmatrix} a & b \\ d & e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \text{ 时, 式(4)可以写成:}$$

$$\begin{bmatrix} q_x \\ q_y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & c \\ \sin\theta & \cos\theta & f \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

此时仿射变换表现为一个刚性变换,其中  $c$ 、 $f$  分别对应式(1)中的  $\Delta x$ 、 $\Delta y$ . 图2给出了刚性变换与仿射变换的对比,图2(a)为原始网格图,图2(b)为原始网格图逆时针旋转  $5^\circ$ 、 $x$  方向平移1个像素、 $y$  方向平移2个像素后得到的图像,图2(c)是原始网格图进行参数为  $(a=0.9, b=0.2, c=1, d=0.3, e=0.85, f=2)$  的仿射变换后的图像.

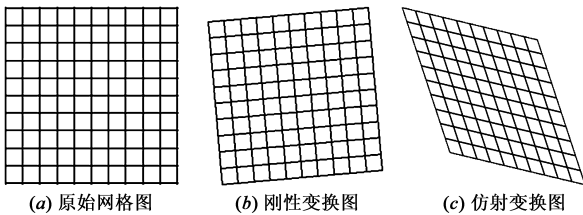


图2 刚性变换与仿射变换对比

设  $f(ax + by + c, dx + ey + f)$  为  $f(x, y)$  的仿射变换形式,其傅立叶变换为:

$$\Gamma(f(ax + by + c, dx + ey + f)) = \frac{1}{|\Delta|} e^{j2\pi[(ec - bf)u + (af - cd)v]} F\left(\frac{eu - dv}{\Delta}, \frac{-bu + av}{\Delta}\right) \quad (6)$$

其中  $\Delta = \begin{vmatrix} a & b \\ d & e \end{vmatrix} = ae - bd$ . 由式(6)可得仿射变换的频

域性质:在图像域中进行仿射变换(参数为  $\begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ )

相当于在频域中也进行了仿射变换(参数为

$$\begin{bmatrix} \frac{e}{\Delta} & \frac{-d}{\Delta} & 0 \\ \frac{-b}{\Delta} & \frac{a}{\Delta} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}) \text{ 再加上一个线性相移(相移量为}$$

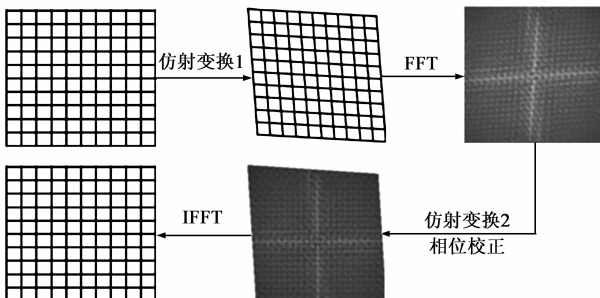


图3 仿射变换及其频域性质的图示过程

$e^{j2\pi[(ec - bf)u + (af - cd)v]}$ ). 为了更直观地理解仿射变换及其频域性质,图3给出了它的图示过程. 首先对网格图做一个参数为  $(a=1.05, b=0.06, c=-0.6, d=0.07, e=0.95, f=0.9)$  的仿射变换1,然后在仿射变换后图像的频域中做一个参数为  $(a=0.956, b=-0.07, c=0, d=-0.06, e=1.057, f=0)$  的仿射变换2,同时再除以相位差  $e^{j(-3.945u + 6.24v)}$ ,最后进行逆傅立叶变换就可以得到校正后的网格图.

### 2.4 PROPELLER 数据重建中的仿射运动校正方法

PROPELLER 成像在采集  $k$ -空间条之间如果发生了仿射运动,则实际采集到的数据与理想状态下采集到的数据存在一个仿射变换和一个相位差,只要估计出这些仿射运动参数,对实际采集到的数据进行仿射变换和相位补偿,就可以有效地消除仿射运动伪影. 仿射参数可以通过以下图像配准的方法进行估计.

PROPELLER 数据中每一个  $k$ -空间条进行傅立叶逆变换都能重建出一幅临时图像,以第一个  $k$ -空间条重建的图像作为参考,通过图像配准的方法,就可以找出其它临时图像相对于参考图像的仿射运动参数  $(a, b, c, d, e, f)$ ,具体求解过程如下.

$$T_i = \arg \min \sum (T_i \cdot I_i - I_1)^2 \quad (7)$$

式(7)中,  $T_i$  为第  $i$  个  $k$ -空间条的图像域仿射变换矩

阵,  $T_i = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ ;  $T_i \cdot I_i$  表示对图像  $I_i$  进行仿射变

换;  $I_1$  为参考图像,本文中选第一个  $k$ -空间条重建的图像;  $I_i$  为待配准图像,即第  $i$  个  $k$ -空间条重建的图像,  $i=2, \dots, L$ ,  $L$  为  $k$ -空间条数目. 显然,式(7)是一个典型的非线性最小二乘问题,只要给仿射变换矩阵  $T$  一个初值,通过 Levenberg-Marquardt 方法迭代即可求出最优的仿射参数<sup>[14]</sup>.

图4给出了第二个  $k$ -空间条的仿射校正过程,其中

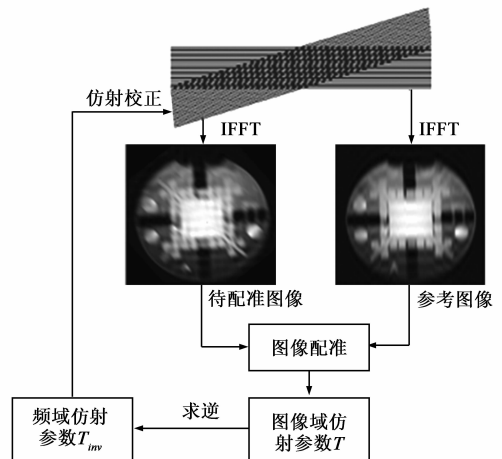


图4 第二个  $k$ -空间条的仿射校正过程

第一个  $k$ -空间条作为参考. 剩余的  $k$ -空间条只需按照相同的过程进行校正, 最后将所有校正后的  $k$ -空间条组合在一起进行网格化重建<sup>[15]</sup>, 就得到了消除伪影后的图像.

### 3 实验结果与分析

#### 3.1 仿真实验结果与分析

本文采用 Standent 模板图像, 通过傅立叶变换仿真生成 PROPELLER 数据, 将图像每旋转 10 度仿真一个  $k$ -空间条, 共 18 个, 每个  $k$ -空间条有 24 行相位编码线, 每条编码线上有 256 个采样数据. 本文共进行了两组实验: 第一组实验在仿真生成的  $k$ -空间条中添加刚性运动伪影; 另一组实验在仿真生成的  $k$ -空间条中添加仿射运动伪影. 另外, 参考文献[7]提出的方法对刚性运动伪影的消除效果非常理想, 我们把它简称为刚性-PROPELLER, 与之对比, 本文方法简称为仿射-PROPELLER.

图 5 为刚性运动伪影消除效果对比, 图 5(a) 为原始图像, 图 5(b) 为没有经过校正的重建结果, 图 5(c) 是刚性-PROPELLER 重建结果, 图 5(d) 为仿射-PROPELLER 重建结果, 从图中可以看出两种方法重建结果在视觉效果上差别不大, 都很好地校正了仿真时所加的刚性运动伪影. 图 6 为图 5(a)、(c) 和 (d) 三幅图像第 128 行的剖面曲线比较, 整体上看两种方法得到的剖面线基本重合了, 与原始图像非常接近. 另外, 从放大的部分可以清晰的看出两种方法重建结果与原始图像存在一定的差距, 但是仿射-PROPELLER 要比刚性-PROPELLER 稍微接近原始图像. 表 1 给出了两种方法重建结果的正则化均方误差 (Normalized Mean Square Error ,

NMSE), 其计算公式如式(8), 从表中很直观地得知两种方法重建误差非常相近, 只相差 0.00598.

$$NMSE = \frac{\sum |I - I_0|^2}{\sum |I_0|^2} \quad (8)$$

式中,  $I_0$  为原始图像,  $I$  为重建图像.

表 1 两种方法的正则化均方误差对比

	刚性-PROPELLER	仿射-PROPELLER
正则化均方误差	0.019844	0.020442

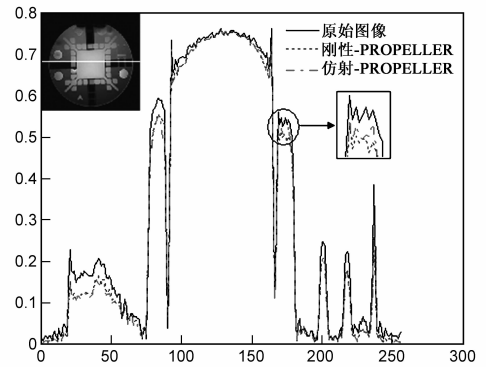
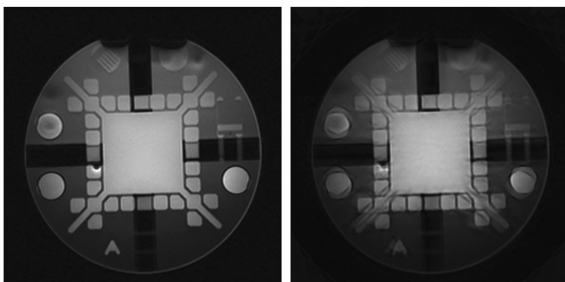


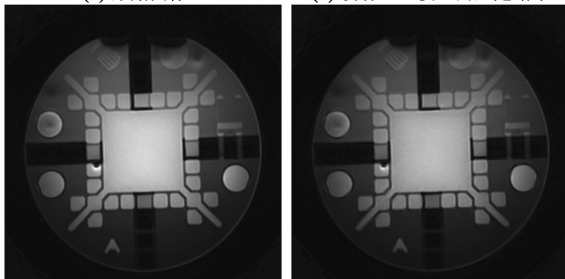
图 6 图 5(a)、(c) 和 (d) 三幅图像第 128 行处剖面曲线对比

图 7 为仿射运动伪影消除效果对比. 图 7(a) 为原始图像, 图 7(b) 为没有经过校正的重建结果, 图 7(c) 是刚性-PROPELLER 重建结果, 图 7(d) 为仿射-PROPELLER 重建结果. 从视觉上看, 仿射-PROPELLER 重建结果明显要优于刚性-PROPELLER 重建结果, 具体见图 7 中箭头所指的地方, 刚性-PROPELLER 重建结果伪影仍然很严重, 而仿射-PROPELLER 基本消除了. 表 2 为两种方法的正则化均方误差对比, 可以看出刚性-PROPELLER 正则化均方误差几乎是仿射-PROPELLER 的两



(a) 原始图像

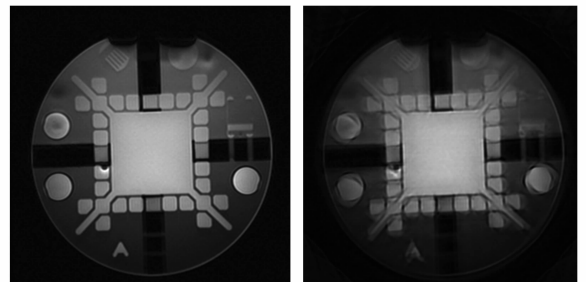
(b) 没有经过校正的重建结果



(c) 刚性-PROPELLER重建结果

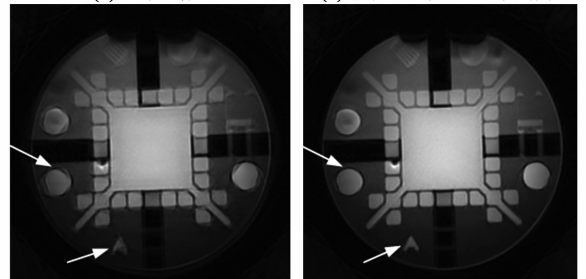
(d) 仿射-PROPELLER重建结果

图 5 刚性运动伪影消除效果对比



(a) 原始图像

(b) 没有经过校正的重建结果



(c) 刚性-PROPELLER重建结果

(d) 仿射-PROPELLER重建结果

图 7 仿射运动伪影消除效果对比

倍,正则化均方误差小说明仿射-PROPELLER 方法重建精度更高,其重建的结果更接近原始图像,图 8 给出的剖面曲线对比也应证了这一点,仿射-PROPELLER 的剖面线与原始图像剖面线非常接近,只是在个别地方稍低于原始图像,但也要比刚性-PROPELLER 更接近原始图像,刚性-PROPELLER 的剖面线与原始图像剖面线存在不小的差距,尤其在图中放大部分差距更明显。

表 2 两种方法的正则化均方误差对比

	刚性-PROPELLER	仿射-PROPELLER
正则化均方误差	0.023217	0.013066

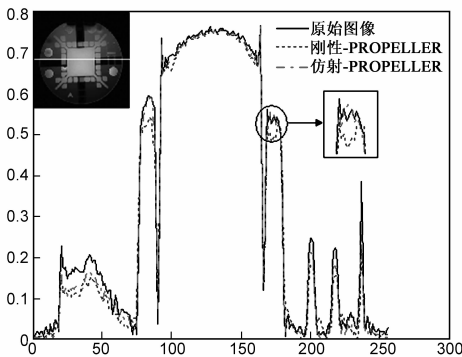


图 8 图 7(a)、(c)和(d)三幅图像第 128 行处剖面曲线对比

### 3.2 真实数据实验结果与分析

PROPELLER 真实数据的采集与重建实验,采集设备为宁波鑫高益公司的 OPER-0.4 永磁开放式磁共振系统,采集参数为:每个 k-空间条采集 24 条相位编码线,每 10 度采集一个 k-空间条,共采集了 18 个;TR = 300ms, TE = 14ms。

为了检验仿射-PROPELLER 对运动伪影的消除效

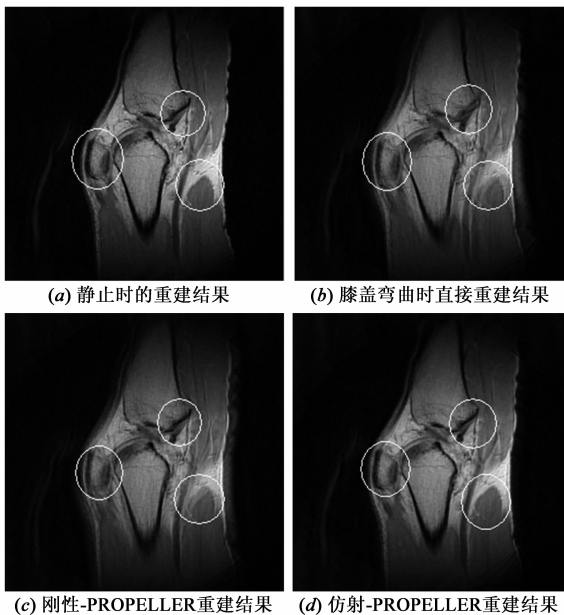


图 9 真实数据的重建结果对比

果,让志愿者进行了两次膝盖的 PROPELLER 数据采集实验:第一次让志愿者尽量保持膝盖静止,以保证采集的数据不存在运动伪影;第二次让志愿者在数据采集过程中膝盖随机弯曲 1~3 次,重建结果见图 9。图 9 中,图 9(a)为静止时的重建结果;图 9(b)为膝盖弯曲时的直接重建结果,受到严重的运动伪影污染;图 9(c)为刚性-PROPELLER 的重建结果,对运动伪影起到了一定的抑制作用;图 9(d)为仿射-PROPELLER 的重建结果,其图像质量优于图 9(c);通过对比四幅图像的白色圈内部分,可以更加明显看到图 9(d)在图像质量上的提高,说明仿射-PROPELLER 相对于刚性-PROPELLER 更有效地消除了伪影。

## 4 结论

PROPELLER 磁共振成像方法对刚性运动伪影的消除效果非常显著,但是刚性运动一般仅存在于头部成像中,人体其它部位成像往往伴随着不同程度的软组织拉伸变形,而现有的 PROPELLER 方法还不能准确地刻画这些非刚性运动。本文利用基于仿射运动模型的图像配准算法以及仿射变换的频域性质提出了一种 PROPELLER 磁共振成像数据中的仿射运动校正新算法,该算法对于刚性运动与仿射运动造成的伪影均具有很好的校正效果。

### 参考文献:

- [1] Ehman RL, Felmlee JP. Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures [J]. Radiology, 1989, 173(1):255 - 263.
- [2] Welch EB, Manduca A, Grimm RC, et al. Spherical navigator echoes for full 3D rigid body motion measurement in MRI [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2002, 47(1):32 - 41.
- [3] Atkinson D, Hill DLG, Stoye PNR, et al. Automatic correction of motion artifacts in magnetic resonance images using an entropy focus criterion [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1997, 16(6):903 - 910.
- [4] McGee KP, Manduca A, Felmlee JP, et al. Image metric-based correction (autocorrection) of motion effects: analysis of image metrics [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2000, 11(2):174 - 181.
- [5] Pipe JG. Periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) MRI: application to motion correction [A]. Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine [C]. Philadelphia, 1999, 7: 242 - 743.
- [6] Pipe JG. Improved in-plane motion correction for PROPELLER MRI [A]. Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine [C]. Glasgow, Scotland, UK, 2001, 9:

743.

- [7] Feng Yan-qiu, Chen Wu-fan. New algorithm for extracting motion information from PROPELLER data and head motion correction in T1-weighted MRI [A]. Proceedings of the 27th Annual International Conference of the IEEE-EMBS [C]. IEEE Press, 2006. 1378 – 1381.
- [8] K P Forbes, J G Pipe, C R Bird, J E Heiserman. PROPELLER MRI: clinical testing of a novel technique for quantification and compensation of head motion [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2001, 14(3): 215 – 222.
- [9] Weiger M, Bornert P, Proksa R, et al. Motion-adapted gating based on k-space weighting for reduction of respiratory motion artifacts [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1997, 38(2): 322 – 333.
- [10] Macgowan CK, Wood ML. Phase-encode reordering to minimize errors caused by motion [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1996, 35(3): 391 – 398.
- [11] Nguyen TD, Ding G, Watts R, Wang Y. Optimization of view ordering for motion artifact suppression [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2001, 19(7): 951 – 957.
- [12] L C Maas, B B Frederick, P F Renshaw. Decoupled automated rotational and translational registration for functional MRI times series data: the DART registration algorithm [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1997, 37(1): 131 – 139.
- [13] 章毓晋. 图像工程(上册)图像处理[M]. 北京: 清华大学出版社, 2006.
- [14] K Madsen, H B Nielsen, O Tingleff. Methods for Non-Linear Least Squares Problems [M]. Informatics and Mathematical Modeling Technical University of Denmark, April 2004. 24 – 28.
- [15] 冯衍秋, 陈武凡, 等. 磁共振成像 PROPELLER 数据网格化中的采样密度补偿新算法 [J]. 电子学报, 2007, 35(4):

766 – 768.

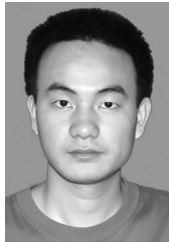
Feng Yan-qiu, Chen Wu-fan, et al. A new algorithm for sampling density compensation in the gridding of PROPELLER MRI data [J]. Acta Electronica Sinica, 2007, 35(4): 766 – 768. (in Chinese)

## 作者简介:



**冯衍秋** 男, 本文通讯作者, 1977 年出生于山东平阴, 南方医科大学生物医学工程学院副教授. 主要从事医学图像处理与磁共振成像方面的有关研究.

E-mail: foree@163.com



**刘小武** 男, 1985 年出生于江西安福, 南方医科大学生物医学工程学院硕士研究生, 主要研究方向为磁共振运动伪影消除.

E-mail: lxwu1985@163.com



**陈武凡** 男, 1949 年出生于湖南汨罗, 南方医科大学生物医学工程学院院长, 973 计划首席科学家, 博士生导师. 主要从事医学成像与图像分析方面的有关研究.