

文章编号: 1000-4556(2009)02-0197-09

# 自导航快速自旋回波在低场 MRI 上的实现

陈伟波, 李建奇\*, 姜小平, 李颀颖

(上海市功能磁共振成像重点实验室, 华东师范大学 物理系, 上海 200062)

**摘 要:** 低场磁共振成像仪一般需采用数据累加的办法来提高图像信噪比, 这样会延长扫描时间, 因此更易受运动伪影的影响. 为了解决运动伪影问题, 本文在低场磁共振成像仪上实现了自导航快速自旋回波去运动伪影成像技术, 并且与常规快速自旋回波序列进行了临床对比实验. 结果表明, 与常规快速自旋回波序列相比, 采用自导航快速自旋回波技术后, 由于病人运动导致的伪影得到明显地抑制.

**关键词:** 磁共振成像(MRI); 运动伪影; 自导航快速自旋回波; 网格化重建

**中图分类号:** R445.2      **文献标识码:** A

## 引言

近年来随着技术的发展和进步, 低场磁共振成像设备的性能得到不断提高. 由于临床用低场设备一般采用开放式的磁体结构, 可消除病人的幽闭恐惧症, 并且可以进行介入治疗<sup>[1]</sup>, 易于使用生命支持系统和监护设备. 相对于价格昂贵的高场超导磁共振成像设备, 低场磁共振成像仪售价以及运行和维护费用较低, 因此在市场上得到越来越多的普及<sup>[2]</sup>.

在磁共振成像数据采集过程中, 病人如有自主或不自主的运动, 则重建的图像会产生运动伪影<sup>[3]</sup>. 低场磁共振成像仪由于信噪比低, 一般需要通过多次数据采集进行累加来提高图像信噪比, 成像时间相对较长, 因此更易受运动伪影的影响. 运动伪影会导致图像质量下降, 主要表现为图像模糊和鬼影, 以致掩盖病变造成误诊, 因此研究如何减轻由于病人运动而产生的伪影就成为一个重要的问题. 1999 年 Pipe J G 提出一种新的自导航快速成像技术<sup>[4]</sup>, 该技术通过  $k$  空间中心过采样来获取人体内在“导航波”信息,

收稿日期: 2008-12-04; 收修改稿日期: 2009-01-07

基金项目: 上海市科委资助项目(06DZ22922); 上海市功能磁共振成像重点实验室(华东师范大学)开放课题.

作者简介: 陈伟波(1980-), 男, 山东人, 硕士, 无线电物理专业. \* 通讯联系人: 李建奇, 电话: 021-62223281, E-mail: jqli@phy.ecnu.edu.cn.

能够矫正层面内旋转平移以及层面间的运动造成的伪影<sup>[5, 6]</sup>. Forbes K P 等利用该技术对健康志愿者和病人不同程度的头部运动以及矫正效果做了定量的评估, 发现该技术能够有效地矫正运动伪影并提高图像信噪比<sup>[7]</sup>. 目前该技术已经在高场磁共振成像设备上得到普遍应用<sup>[8-10]</sup>, 对较复杂的腹部运动所产生的伪影也有较好的矫正效果<sup>[11]</sup>. 在高场超导磁共振成像设备上, 将上述技术与弥散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)和弥散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)结合后, 与目前广泛采用的回波平面弥散成像技术相比, 运动伪影以及磁化率伪影明显降低, 图像信噪比和分辨率均得到提高, 并且能够消除重建参数的不确定性, 减少信号失真<sup>[12-16]</sup>. 但自导航快速自旋回波技术在低场磁共振成像设备上的实现和应用未见报道.

本文报道了自导航快速自旋回波技术在低场磁共振成像仪上的实现和初步应用.

## 1 技术实现

### 1.1 脉冲序列

自导航快速自旋回波技术脉冲序列如图 1 所示, 先施加一个  $90^\circ$  脉冲, 再连续施加一系列  $180^\circ$  脉冲. 在每个回波采集前, 即  $180^\circ$  脉冲作用后施加一个不同的相位编码梯度, 则每个重复时间( $TR$ )内可以同时得到  $k$  空间多条线. 接下来改变相位编码梯度与频率编码梯度的空间取向, 完成第二次扫描, 依次重复上述过程直至完成整个  $k$  空间扫描.

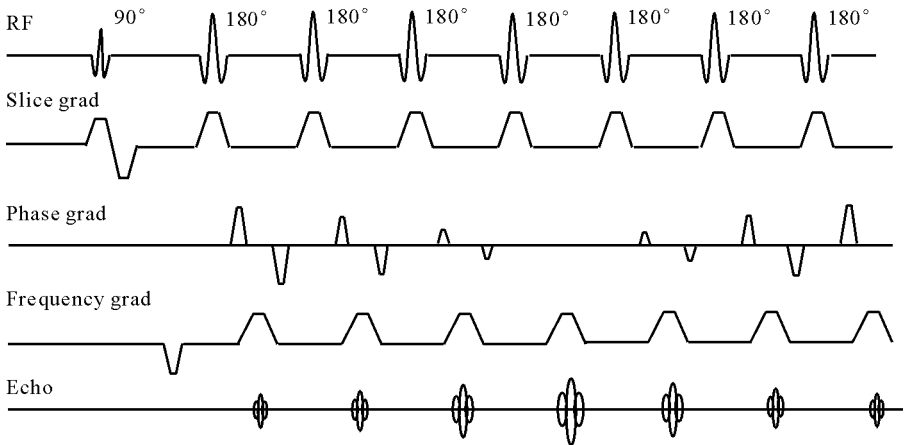
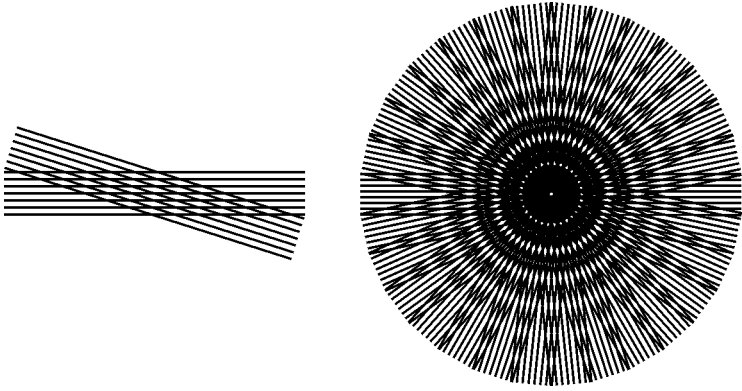


图 1 自导航快速自旋回波成像序列示意图

Fig. 1 Self-navigation motion correction fast spin echo sequence

### 1.2 数据采集

自导航快速自旋回波技术的  $k$  空间采样方式如图 2 所示:  $k$  空间的带数与每一个带内的相位编码数可以任意设定, 其中每一个带均采用快速自旋回波(FSE)序列进行采集<sup>[4]</sup>. 本文的设定为: 每隔  $6^\circ$  采集一个空间带, 每个  $k$  空间带有 7 条相位编码线, 在每条相位编码线上采集 134 个数据点.

图 2  $k$  空间采样方式Fig. 2  $k$ -space trajectory

### 1.3 数据处理

由于自导航快速自旋回波技术特殊的采样方式，导致其  $k$  空间数据排列不规则，并且为了矫正采集过程中由于病人运动所造成的伪影，所以在对采集的数据进行快速傅立叶变换(FFT)之前需要做一些相应的处理<sup>[4]</sup>。处理主要包含以下几个步骤：

#### 1.3.1 相位矫正

由于在频率编码方向上梯度的不均匀性以及涡流的影响会造成各个  $k$  空间带的中心发生一定的偏移，导致  $k$  空间带的中心与旋转中心不一致。这种  $k$  空间中心偏移在图像空间上的表现就是一个线性相位变化，这可通过图像空间数据相位矫正来消除  $k$  空间中心的偏移<sup>[4]</sup>。相位矫正同时还可矫正由于被试运动导致的相位变化。相位矫正算法流程如图 3 所示。窗函数选择为三角形窗函数，因为三角形窗函数的傅里叶变换为  $\text{sinc}^2 x$ ，没有负值，对低频相位不会引进  $180^\circ$  的相位差。

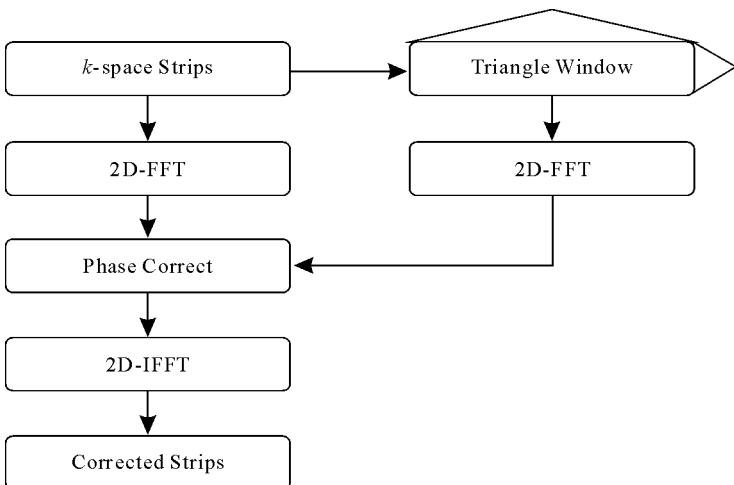


图 3 相位矫正流程图

Fig. 3 Phase correction process

### 1.3.2 旋转矫正

旋转矫正基于的原理是：图像域物体的旋转相当于  $k$  空间数据的旋转<sup>[17]</sup>。如图 2 所示在  $k$  空间中心有一个圆形重叠采样区域，在此区域定义一个笛卡尔坐标系。因为单个扫描带的时间比较短，所以在这段较短的时间内可以认为被试是静止不动的。 $k$  空间每条空间带的数据包含了该带扫描过程中被试所处位置的信息。只考虑  $k$  空间重叠采样区域内的数据，通过对这些数据变化的分析可以对被试的运动做出相应的矫正。选择  $k$  空间第一个带的重叠采样区域内数据的幅度值  $M_1$  作为基准，将其它的带与第一条带的数据进行校准。每个带的重叠采样区域数据的幅度值  $M_i$  旋转一定的角度，插值到笛卡尔坐标系下得到  $M_i'$ ，则  $M_i'$  与  $M_1$  的相关性是角度的函数。将相关性与角度的关系通过拟合得到相关性最大值对应的角度，即为旋转矫正所对应的角度<sup>[4]</sup>。

### 1.3.3 平移矫正

平移矫正基于的原理是：图像域物体的平移相当于  $k$  空间数据相位的线性变化。通过计算两条带之间的相位变化，即可得到两条带的平移变化量<sup>[18]</sup>。在具体处理的时候通常是根据傅立叶变换的性质（图像域的卷积相当于频率域的乘积），将  $k$  空间第  $i$  条带数据  $D_i(k_x, k_y)$  与  $k$  空间第一条带数据  $D_1(k_x, k_y)$  逐点相乘再做傅立叶变换得到一个三维图像，通过拟合三维图像得到图像的最高点对应的空间坐标，此即第  $i$  条带相对于第一条带的平移参量。

### 1.3.4 相关性计算

在扫描过程中如果被试的运动比较剧烈，则采集得到的数据在进行重建时会出现严重的伪影，因此在最后重建之前还要对空间带做一个相关性计算。根据各个带的相关性大小划分一个优先次序，然后按照顺序对各个数据进行加权，减少低相关性数据对图像的影响。离散相关定理表明一个函数的傅里叶变换乘以另一个函数傅里叶变换的复共轭就得到它们的相关函数的傅里叶变换，利用此性质假设每一条带与中心平均数据的相关性系数为  $\chi_i$ ，其计算公式：

$$\chi_i = \int_R D_i' \times D_A' \quad (1)$$

接下来将每个  $\chi_i$  归一化到 0.1~1 之间。定义相关性权重为  $P_i$ ，则：

$$P_i = \left[ 0.1 + 0.9 \times \frac{\chi_i - \chi_{\min}}{\chi_{\max} - \chi_{\min}} \right]^6 \quad (2)$$

每个  $P_i$  就是在接下来最后重建过程中所占的权重<sup>[19]</sup>。

### 1.3.5 网格化重建

因为  $k$  空间带的点与采样网格不完全重合，因此需要对数据进行重采样和插值处理<sup>[20, 21]</sup>。组合所有的  $k$  空间带，选择卷积函数为 2D Keiser-Bessel 函数，通过卷积插值<sup>[22]</sup>的办法将非笛卡尔坐标系下所有数据都插值到笛卡尔坐标系下，然后对网格化后的数据添零进行傅立叶变换，最后取模得到重建后的图像。

## 2 材料与方法

### 2.1 一般资料

健康志愿者 6 例，其中男性 3 例，女性 3 例，平均年龄为 27 岁。

## 2.2 MRI 检查方法及参数

所有扫描均采用上海卡勒幅磁共振技术有限公司生产的 0.35 T MRI 系统(型号: OPM35I)完成. 射频发射采用固定平板线圈, 头部信号接收采用正交头线圈, 腹部信号接收采用正交体线圈.

头部自导航快速自旋回波技术具体扫描参数如下: 重复时间/回波时间( $TR/TE$ ) = 3 600 ms/120 ms; 回波链长度( $ETL$ ) = 7; 矩阵大小( $matrix$ ) =  $134 \times 210$ (频率编码  $\times$  相位编码); 观察野( $FOV$ ) = 230 mm  $\times$  230 mm; 层厚/层间距( $slice\ thickness/gap$ ) = 8 mm/2 mm; 信号累加次数为 4. 作为对比实验, 常规 FSE 扫描参数如下:  $TR/TE$  = 3 600 ms/120 ms; 矩阵大小 =  $224 \times 210$ (频率编码  $\times$  相位编码); 观察野 = 230 mm  $\times$  230 mm; 层厚/层间距 = 8 mm/2 mm; 信号累加次数为 4. 为检验自导航快速自旋回波技术对头部运动伪影的矫正效果, 让志愿者在检查过程中做左右摇头运动.

腹部自导航快速自旋回波技术具体扫描参数如下:  $TR/TE$  = 3 600 ms/120 ms; 回波链长度 = 7; 矩阵大小 =  $134 \times 210$ (频率编码  $\times$  相位编码); 观察野 = 380 mm  $\times$  380 mm; 层厚/层间距 = 10 mm/2 mm; 信号累加次数为 4. 作为对比实验, 腹部常规 FSE 扫描参数如下:  $TR/TE$  = 3 600 ms/120 ms; 矩阵大小 =  $224 \times 189$ (频率编码  $\times$  相位编码); 观察野 = 380 mm  $\times$  380 mm; 层厚/层间距 = 10 mm/2 mm; 信号累加次数为 4. 扫描过程中被试未加任何固定装置, 并且要求被试在扫描过程中深呼吸.

## 3 实验结果

图 4 显示了在 0.35 T 永磁开放磁共振成像系统上采集得到的一健康志愿者颅脑横断面 5 个不同层面位置的图像, 上面一行为采用常规 FSE 序列得到的图像, 下面一行为采用自导航快速自旋回波技术采集重建的图像. 在常规 FSE 图像相位编码方向可见明显的运动伪影, 此导致脑组织的轮廓以及脑白质和脑灰质的分界面都已经模糊不清(图中箭头所示). 而采用自导航快速自旋回波技术得到的图像在相位编码方向未见明显的运动伪影. 6 例健康志愿者得到类似的结果.

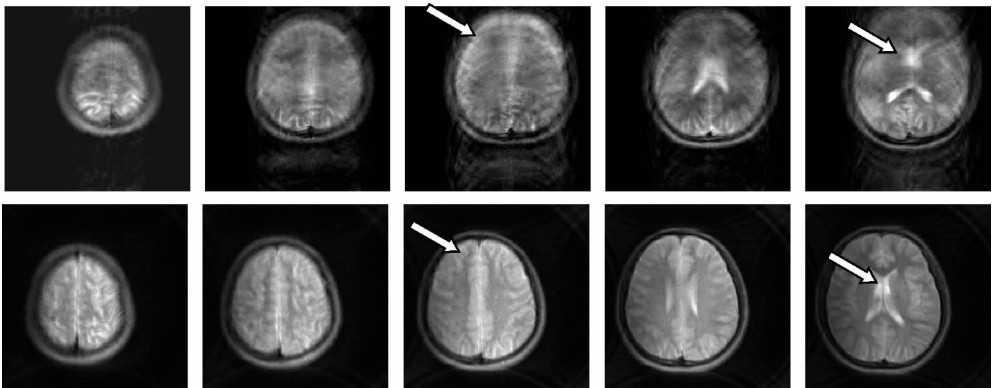


图 4 颅脑横断面图像. 上面一行为常规的 FSE 序列采集重建后的图像, 下面一行为自导航快速自旋回波技术重建后的图像

Fig. 4 Brain axial images obtained in a normal volunteer asked to shake head with a conventional FSE(top row) and self-navigation motion correction fast spin echo (bottom row)

图 5 显示了在 0.35 T 永磁开放式磁共振成像系统上采集得到的一健康志愿者腹部横断面 4 个不同层面位置图像, 上面一行为采用常规 FSE 序列得到的图像, 下面一行为采用自导航快速自旋回波技术采集重建的图像. 常规 FSE 图像在相位编码方向出现明显的运动伪影, 并且在腹部的上半部分由于呼吸运动、以及脏器本身的搏动造成的运动伪影非常明显, 图像已经模糊不清, 脏器的分界面也无法分辨(如图中箭头所示). 而采用自导航快速自旋回波技术采集重建的图像在肝脏内的鬼影状的运动伪影明显减少.

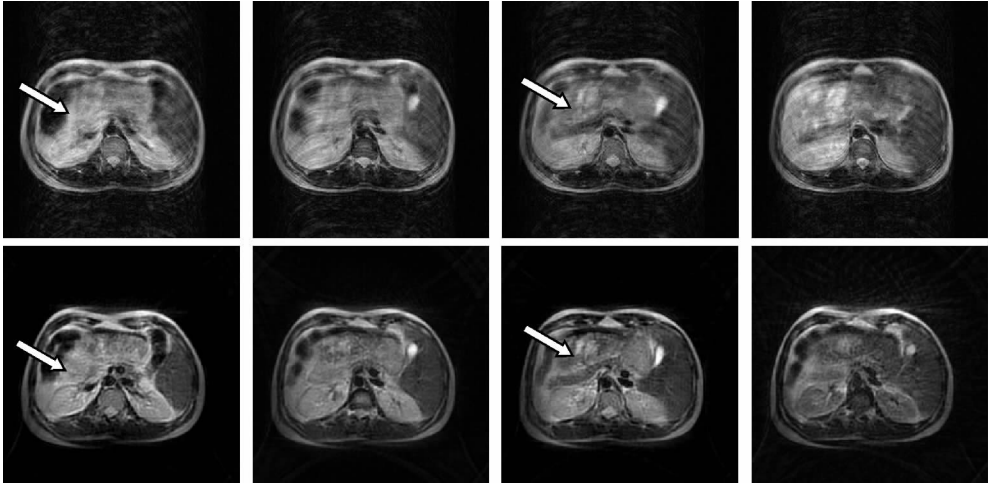


图 5 腹部横断面图像. 上面一行为常规 FSE 序列采集重建后的图像, 下面一行为自导航快速自旋回波技术重建后的图像

Fig. 5 Abdomen axial images obtained in a normal volunteer with a conventional FSE (top row) and self-navigation motion correction fast spin echo (bottom row)

## 4 讨论

磁共振成像扫描时间一般较长, 在扫描过程中病人由于疾病或者其它原因无法一直保持静止不动, 如人体正常生理运动(呼吸运动、血管搏动等)、自主性运动(患者头部运动等), 此会导致人体组织在扫描过程中处于不同位置, 从而在最后重建的图像中产生运动伪影, 影响临床诊断的准确性. 目前有一系列技术可用来抑制运动伪影<sup>[23]</sup>, 如有监控抑制法, 主要包括: 心电门控、呼吸门控等; 无监控抑制法, 主要包括: 物理压制、屏气法、脂肪抑制技术、空间预饱和技术、流动补偿技术、快速扫描序列等. 呼吸门控和呼吸补偿是目前高场超导磁共振成像设备广泛采用的抑制呼吸运动伪影的方法, 但该方法需要外在监控设备并且要求病人的呼吸比较均匀, 而且呼吸门控会降低数据采集效率, 从而增加扫描时间. 采用超快速序列如回波平面成像技术、单激发快速自旋回波、快速梯度回波等, 能“冻结”病人的运动, 对于无法配合 MRI 扫描的病人有很好的效果. 但是这些技术得到的图像信噪比较低, 并且要求梯度场快速切换, 因此对梯度场系统的性能要求很高, 在低场系统上实现有一定困难.

为解决在低场磁共振成像设备在信号累加采集过程中由于被试运动所造成的伪影问题, 采用了自导航快速自旋回波技术, 将整个  $k$  空间分成几个部分进行螺旋采集. 每个

空间带的采样时间很短,在这段时间内被试的运动可以被忽略.在带与带之间有一部分重叠采样区域(中心部分),在不同采样带之间被试如果有运动就可以通过重叠区域的采样数据反映出来.采用一定的算法就可以矫正信号采集过程中被试的运动,从而消除运动伪影.该技术无需外加监控设备,对梯度系统无特殊要求.从上述的结果来看,使用该技术对头部自主性运动的矫正效果较好,对腹部运动伪影也有一定的矫正效果,但是矫正效果没有头部明显.主要原因是由于腹部的运动为非刚性运动,而且心脏跳动、呼吸运动、胃肠蠕动、血液流动等多个因素会导致腹部的运动更复杂.

自导航快速自旋回波技术由于  $k$  空间过采样,相对传统的快速自旋回波等技术来讲扫描时间会延长.在保证相同图像分辨率的情况下,采用自导航快速自旋回波技术的扫描时间至少为传统的快速自旋回波的  $\pi/2$  倍<sup>[4]</sup>.另一方面,因为  $k$  空间中心部分决定了图像的信噪比和对比度,所以  $k$  空间中心过采样能够提高图像信噪比.以增加一点扫描时间为代价换得图像信噪比提高并且可以矫正由于运动所造成的伪影是值得的.

在低场磁共振成像系统上实现该技术过程中遇到的主要问题是:为了保证一定的图像信噪比,扫描带宽较小,因此回波采集时间较长;而且由于涡流等因素的影响,梯度上升时间也较长,因此回波间隔时间较长.考虑到信号衰减的原因,回波链长度设置就受到一定限制.回波链长度为 7,  $k$  空间重叠采样区域相对较小,用来做旋转矫正和平移矫正的数据就比较少,这会对矫正效果有一定的影响.

综上所述,在 0.35 T 永磁磁共振成像设备上实现了自导航快速自旋回波技术,实验结果显示低场环境下自导航快速自旋回波技术去运动伪影同样是有用的,这也为在低场磁共振成像系统上用该技术进一步与弥散成像结合提供了依据.

## 参考文献:

- [1] Mamata Y, Mamata H, Nabavi A, *et al.* Intraoperative diffusion imaging on a 0.5 Tesla interventional scanner[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2001, 13(1): 115–119.
- [2] Naoto H, Yasushi W, Tomohiko M, *et al.* Utilization of low-field MR scanners[J]. *Magn Reson Med Sci*, 2004, 3(1): 27–38.
- [3] Choe K A, Smith R C, Wilkens K, *et al.* Motion artifact in T2-weighted fast spin echo images of the liver: effect on image contrast and reduction of artifact using respiratory triggering in normal volunteers[J]. *J Magn Reson Imaging*, 1997, 7(2): 298–302.
- [4] Pipe J G. Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging[J]. *Magn Reson Med*, 1999, 42(5): 963–969.
- [5] Fu Z W, Wang Y, Grimm R C, *et al.* Orbital navigator echoes for motion measurements in magnetic resonance imaging[J]. *Magn Reson Med*, 1995(5), 34: 746–753.
- [6] Glover G H, Song L. Self-navigated spiral fMRI: interleaved versus single-shot[J]. *Magn Reson Med*, 1998, 39(3): 361–368.
- [7] Forbes K P, Pipe J G, Bird R, *et al.* PROPELLER MRI: clinical testing of a novel technique for quantification and compensation of head motion[J]. *J Magn Reson Med*, 2001, 14(3): 215–222.
- [8] Pipe J G, Zwart N. TurboPROP: improved PROPELLER imaging[J]. *Magn Reson Med*, 2006, 55(2): 380–385.
- [9] Deng J, Omary R A, Larson A C, *et al.* Multishot diffusion-weighted splice PROPELLER MRI of the abdomen[J]. *Magn Reson Med*, 2008, 59(5): 947–953.

- [10] Skare S, Newbould R D, Nordell A, *et al.* An auto-calibrated, angularly continuous, two-dimensional GRAP-PA kernel for propeller trajectories[J]. *Magn Reson Med*, 2008, 60(6): 1 457–1 465.
- [11] Hirokawa Y, Isoda H, Maetani Y S, *et al.* MRI artifact reduction and quality improvement in the upper abdomen with PROPELLER and prospective acquisition correction (PACE) technique[J]. *J Am Roentgenol*, 2008, 191(4): 1 154–1 158.
- [12] Pipe J G, Farthing V G, Forbes K P, *et al.* Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI[J]. *Magn Reson Med*, 2002, 47(3): 42–52.
- [13] Forbes K P, Pipe J G, Karis J P, *et al.* Improved image quality and detection of acute cerebral infarction with PROPELLER diffusion-weighted MR imaging[J]. *Radiology*, 2002, 225(2): 551–555.
- [14] Cheryauka A B, Lee J N, Samsonov A A, *et al.* MRI diffusion tensor reconstruction with PROPELLER data acquisition[J]. *Magn Reson Imaging*, 2004, 22(2): 139–148.
- [15] Kabasawa H, Masutani Y, Aoki S, *et al.* 3T PROPELLER diffusion tensor fiber tractography: a feasibility study for cranial nerve fiber tracking[J]. *Radiat Med*, 2007, 25(9): 462-466.
- [16] Gui M, Tamhane A A, Arfanakis K. Contribution of cardiac-induced brain pulsation to the noise of the diffusion tensor in Turboprop diffusion tensor imaging (DTI)[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2008, 27(5): 1 164–1 168.
- [17] Zoroofi R A, Sato Y, Tamura S, *et al.* An improved method for MRI artifact correction due to translational motion in the imaging plane[J]. *IEEE Tran Med Imaging*, 1995, 4(3): 471–479.
- [18] Maas L C, Frederick B D, Renshaw P F. Decoupled automated rotational and translational registration for functional MRI time series data: the DART registration algorithm[J]. *Magn Reson Med*, 1997, 37(1): 131–139.
- [19] Pipe J G, Menon P. Sampling density compensation in MRI: rationale and an iterative numerical solution[J]. *Magn Reson Med*, 1999, 41(1): 179–186.
- [20] Huang Min(黄敏), Guan Jin-an(官金安), Huang li(黄立), *et al.* Comparison of gridding algorithms used in spiral magnetic resonance imaging(螺旋 MRI 的网格化数据重建算法比较)[J]. *Chinese J Magn Reson(波谱学杂志)*, 2006, 23(2): 303–311.
- [21] Lu Guang(卢广), Liu Mai-li(刘买利), Ye Chao-hui(叶朝辉). An imaging reconstruction program for spiral MRI(Spiral MRI 和图像处理)[J]. *Chinese J Magn Reson(波谱学杂志)*, 2004, 21(1): 175–183.
- [22] Jackson J, Meyer C, Nishimura D, *et al.* Selection of a convolution function for Fourier inversion using gridding[J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 1991, 10(3): 473–478.
- [23] Zhou Kang-rong(周康荣), Chen Zu-wang(陈祖望). *Body MRI(体部磁共振成像)[M]*. Shanghai(上海): Shanghai Medical University Press(上海医科大学出版社), 2000.



# Implementation of Self-navigated Motion Correction Fast Spin Echo Technique at Low Field MRI System

*CHEN Wei-bo, LI Jian-qi\* , JIANG Xiao-ping, LI Geng-ying*

(Shanghai Key Laboratory of Functional Magnetic Resonance Imaging, Department of Physics,  
East China Normal University, Shanghai 200062, China)

**Abstract:** Motion artifacts at low field MRI system are more severe than those at high field strength MRI due to the longer scan time required to improve the signal-noise-ratio. As a result, image blurring and ghost artifacts caused by motion may degrade the quality of anatomical images and limit the detection of pathological changes. To reduce the motion artifacts, a self-navigated motion correction fast spin echo technique was implemented on our 0.35 T open permanent magnet MR imager. Clinical experiments showed that the motion artifacts were significantly decreased when this technique was applied.

**Key words:** MRI, motion artifacts, self-navigation fast spin-echo sequence, gridding reconstruction