

基于可控混叠的快速并行磁共振成像 初步研究

苏 适 谢国喜 史彩云 张晓咏 刘 新

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘 要 基于可控混叠的快速并行成像是目前磁共振快速成像领域的研究热点。该技术在传统的多层同时激发成像原理的基础上, 利用相位调制后的多频带射频脉冲同时激发多层, 避免被激发的多层图像在同一区域叠加, 有利于利用不同层面线圈灵敏度不同的先验信息将不同层的图像分离出来。该技术不仅能够成倍地减少扫描时间, 而且所得图像的信噪比相对传统的多层同时激发技术有大幅提升。文章详细介绍基于可控混叠的快速并行成像技术的原理, 并给出我们基于该技术与梯度回波序列相结合的快速成像序列及其在水模和人体上的初步测试结果。

关键词 磁共振成像; 基于可控混叠的快速并行成像; 多层同时激发; 相位调制; 信噪比
中图分类号 TP 393 **文献标志码** A

Preliminary Research on Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration

SU Shi XIE Guoxi SHI Caiyun ZHANG Xiaoyong LIU Xin

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) is a key technique for fast magnetic resonance imaging because of its high acceleration rate and high signal-to-noise ratio (SNR). Based on the traditional simultaneous multiple-slices excitation (SMS), CAIPIRINHA utilizes phase-modulated radio frequency pulse to simultaneously excite multiple slices to reduce overlaps of different excited slices in the same region, which benefits the separation of individual images with the help of prior information of coil sensitivity. CAIPIRINHA can largely reduce scanning time according to the number of simultaneously excited slices. Additionally, compared with traditional SMS, CAIPIRINHA also increases the SNR of the reconstructed images. In this paper, the principle of CAIPIRINHA was introduced and the sequence of CAIPIRINHA combined with gradient echo was presented as well as the preliminary experiment results on phantom and human brain.

收稿日期: 2015-09-06 修回日期: 2016-03-29

基金项目: 国家自然科学基金项目(81571669、81120108012、81328013); 深圳市项目(GJHZ20150316143320494、JCYJ20140417113430603)

作者简介: 苏适, 研究助理, 研究方向为磁共振快速成像序列开发与应用; 谢国喜(通讯作者), 博士, 副研究员, 研究方向为磁共振快速成像, 磁共振脉冲序列设计, E-mail: gx.xie@siat.ac.cn; 史彩云, 研究助理, 研究方向为磁共振图像重建; 张晓咏, 博士研究生, 研究方向为磁共振图像重建; 刘新, 研究员, 研究方向为磁共振成像应用技术。

Keywords magnetic resonance imaging; controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration; simultaneous multiple-slices excitation; phase modulated; signal-noise-ratio

1 引 言

扫描时间是磁共振成像理论研究和临床应用中需要考虑的一个重要因素, 短的扫描时间不仅增加了磁共振成像的时间分辨率和减少因运动而产生的伪影, 而且也减轻了因长时间扫描给病人所带来的不适。

从磁共振成像技术诞生以来, 如何加快磁共振成像的速度一直是研究热点和难点。其中, 快速成像序列是通过改变磁共振脉冲序列的结构而减少扫描时间, 如平面回波成像^[1]和快速自旋回波^[2]序列等。然而, 相对于最原始的传统序列, 如梯度回波或者自旋回波^[3]序列, 大多数快速成像序列会在图像中引入不同于传统成像序列的对比度^[4], 很大程度上弱化了某些需要突出的特征。近十几年, 并行成像技术的提出极大地减少了磁共振的扫描时间, 如 GRAPPA (Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions)^[5]和 SENSE (Sensitivity Encoding)^[6]等, 此类快速成像技术均利用接收线圈在空间中的灵敏度差异对欠采样数据进行重建, 从而替代了一部分梯度编码。为了减少扫描时间, 并行成像技术在保持 k 空间最大相位编码值不变的前提下, 增大 k 空间中采集的每条线与线之间的相位编码间隔, 从而减少了相位编码的数目, 再对欠采样数据进行重建, 从而获得无伪影的图像。但是, 该方法得到的图像信噪比随加速倍数的增加而急速下降, 使得该技术的加速倍数有限。近十年来, 压缩感知理论被应用于磁共振成像领域^[7], 以通过对数据进行稀疏降采样的方式来加快磁共振成像速度。但是, 基于压缩感知理论的图像重建是一个约束优化问题, 图像重建的效果严重依赖所构建的目

标函数和所选择的正则化参数。

不同于上述快速成像方法, 多层同时激发 (Simultaneous Multiple-Slices Excitation)^[4]快速成像技术是通过设计多频带射频脉冲, 同时激发和采集多层图像的混叠信号, 再通过接收线圈的空间灵敏度差异对混叠的多层图像进行重建, 从而加快磁共振成像的扫描速度。由于多层同时激发技术所获取图像的信噪比随同时激发层数的根号倍数地增加, 与其他快速成像方法相比具有明显的优势。但是, 多层同时激发技术需要准确获取每一层的线圈灵敏度矩阵才能重建, 当相邻两层的间距较小或沿选层方向排列的接收线圈较少时, 层与层之间的灵敏度矩阵差异较小, 不能将同时激发的多层图像从混叠图像中分离开来, 导致重建图像的混叠伪影。针对这一问题, Breuer 等^[8]提出了基于可控混叠的快速并行成像 (Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration, CAIPIRINHA) 技术, 该技术通过频率调制的多频带射频脉冲对每一层的信号添加一个不同的线性相位, 使得不同层的图像在混叠图像中形成不同的位移, 从而在层间距较小的情况下, 该位移依旧能够保证不同层的灵敏度矩阵之间拥有较大的差异, 从而将同时激发的多层图像从混叠图像中分离开来。

本文主要介绍基于可控混叠的快速并行成像技术的基本原理, 给出基于可控混叠的快速并行成像技术和梯度回波序列相结合的快速成像序列设计和初步实验测试结果。

2 可控混叠的快速并行成像的原理

基于可控混叠的快速并行成像技术在传统多

层同时激发技术的基础上改进而得，解决了传统多层同时激发技术中因线圈灵敏度矩阵相似而带来的图像重建问题。为叙述方便，我们首先介绍传统多层同时激发技术的基本原理，再对基于可控混叠的快速并行成像技术的原理进行详细解释。

2.1 多层同时激发的基本原理

多层同时激发利用调制后的多频带射频脉冲同时激发多层组织。多频带射频脉冲的生成方式有多种，可以通过余弦函数对辛格函数(Sinc Function)进行调制而得^[4]，也可以利用 Shinnar-Le Roux 算法得到所需的射频脉冲^[9]。同时激发的多层信号可以通过传统的序列读出，而读出的信号中含有来自所有同时被激发层面的信号。由于不同的接收线圈对不同的层面有不一样的灵敏度，因此利用灵敏度矩阵的差异可以将每一层的图像从混叠图像中分离出来，如公式(1)所示。

$$C = S \cdot I \quad (1)$$

其中， C 代表混叠图像； I 为分离所得的每一层的图像； S 为灵敏度矩阵。由公式(1)可知，当灵敏度矩阵 S 可逆时，每一层图像对应像素点所组

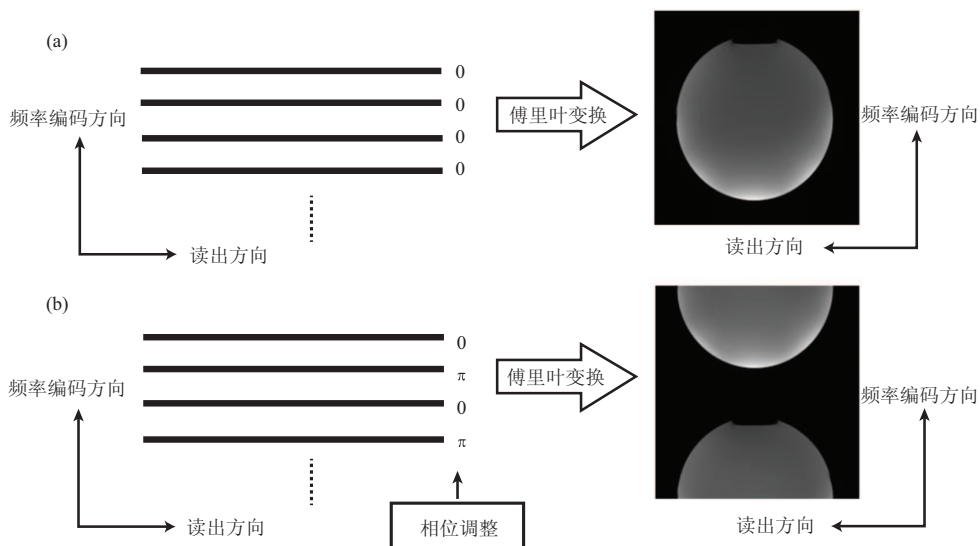
成的矩阵 I 可以通过矩阵求逆而得到。当不同线圈对于不同层的灵敏度存在足够大的差异时，灵敏度矩阵 S 的逆矩阵存在。通常情况下，在层选方向拥有较多线圈分布或者层间距较大时，不同的灵敏度矩阵之间具有较大的差异，使得来自不同层的信号能够从混叠信号中分离出来。然而，由于接收线圈本身的分布和扫描要求等因素，在实际扫描中很难达到上述的理想条件，这便会导致灵敏度之间的差异较小，在数学中可以描述为：

$$\det(S) \approx 0 \quad (2)$$

因此，灵敏度矩阵 S 不可逆，这使得无法将各层的信号从混叠信号中分离出来。基于可控混叠的快速并行成像技术便是针对传统多层同时激发技术的这一缺陷，进行的改进。

2.2 可控混叠的快速变形成像的基本原理

基于可控混叠的快速并行成像技术在传统多层同时激发技术的理论基础上，对来自不同层信号添加不同的线性相位，使不同层的图像在混叠图像中形成不同的位移，避免了重建图像中可能会引起的混叠伪影。



(a) 采集的每条线的相位示意图(左)和所对应的没有位移的重建图像(右)；(b) 附加线性相位后每条线的相位示意图(左)和因附加相位而产生的 FOV/2 位移图像(右)

图 1 k 空间相位调制示意图

Fig. 1 Diagram of the phase modulation in k -space

由傅里叶变换的特性可知, k 空间附加的线性相位能够在图像域引起相应的位移。若图像域需要位移一个像素点 (FOV/L , 其中 FOV 为成像视野; L 为所需位移方向的像素点数目), 则附加的线性相位系数值应为 $2\pi/L$ 。

例如, 在图像域位移 $FOV/2$, 则需要在 k 空间附加交替的相位值 ($0, \pi, 0, \pi, \dots$), 如图 1 所示。

通常, 当多频带射频脉冲同时激发的层数为 M 时, 图像域内相邻层与层之间所需要的相对位移为 FOV/M 。不同层的图像在图像域产生不同的位移后, 不同线圈对不同层的灵敏度不仅保持了在选层方向上的差异, 在相位编码方向也产生了差异, 这使得综合后的灵敏度差异变得更为显著, 保证了灵敏度矩阵 S 的逆矩阵的存在, 使得重建图像能够更有效地从混叠图像中分离出来。

3 成像序列的设计

我们在基于可控混叠的快速并行成像技术的基础上, 设计了可同时激发多层的射频脉冲, 并与梯度回波序列相结合, 实现了多层图像的同时

成像。序列设计如图 2 所示, 该序列通过调制后的多频带射频脉冲同时激发多层, 随后利用梯度回波序列对信号同时进行采集。

4 实验方法和结果

实验基于西门子磁共振系统 (SIEMENS Tim Trio 3.0T MRI Scanner) 进行。在选层特性实验和仿体实验中, 我们使用西门子 32 通道头部线圈对一球形水模进行扫描, 多频带射频脉冲同时激发的层数为 2 层。选层特性实验中所用到的扫描参数为: 脉冲周期 (Repetition Time, TR) = 8.5 ms, 回波时间 (Echo Time, TE) = 4.2 ms, 翻转角 = 15° , 扫描矩阵 = 256×256 , 成像视野 (Field of View, FOV) = $200 \text{ mm} \times 200 \text{ mm}$, 所选取的 4 组层厚分别为 2.5 mm、5 mm、7.5 mm 和 10 mm, 层间距均为 100%。仿体实验中所用到的扫描参数为: TR = 8.5 ms, TE = 4.2 ms, 翻转角 = 15° , 扫描矩阵 = 256×256 , 层厚 = 5 mm, 层间距 = 100%, FOV = $300 \text{ mm} \times 300 \text{ mm}$ 。

此外, 我们使用西门子 12 通道头部线圈对

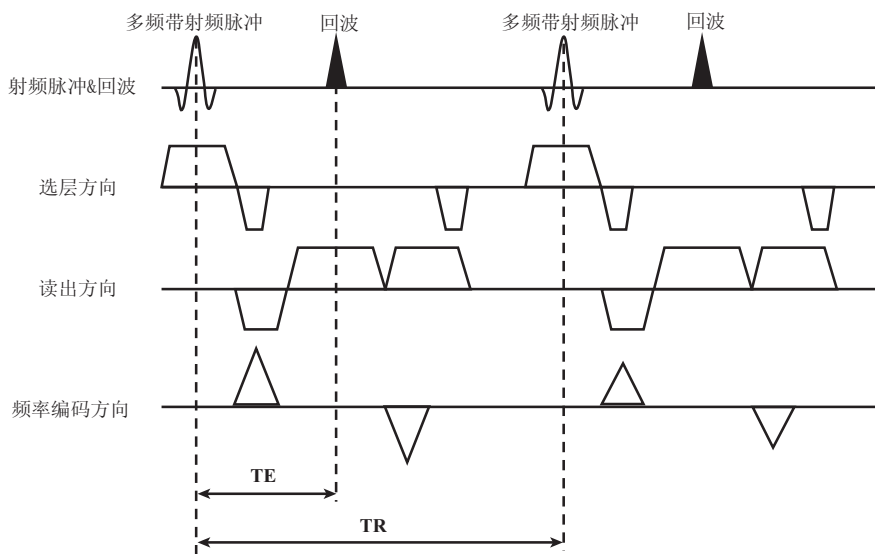


图 2 基于可控混叠的快速并行成像技术与梯度回波序列相结合的成像序列图

Fig. 2 Sequence diagram of CAIPIRINHA combined with conventional GRE

志愿者进行了头部扫描。多频带射频脉冲同时激发的层数为 2，扫描参数为：TR=30 ms，TE=4.2 ms，翻转角=15°，扫描矩阵=256×256，层厚为 5 mm，层间距=20%，FOV=220 mm×220 mm。

4.1 选层特性实验

为了检验多频带射频脉冲的选层特性，我们将读出梯度放到了层选方向，以此来获得多层激发后的截面图，如图 3 所示。其中，图 3(a)~(d)所对应的层厚分别为 2.5 mm、5 mm、7.5 mm 和 10 mm，层间距均为 100%，图中沿黄色直线像素点的灰度值分布如对应右图所示。

从图 3 中可以看到，在层厚较小时，多频带射频脉冲的选层效果很好，并没有出现层外激发的情况，有效地消除了层间串扰所带来的图像重建问题。由于实验中所选择球形水模的缘故，在图 3(c)和(d)中可以看到，在层边缘出现了信号较弱的部分，该现象可能是由于球形水模的边缘存在弧度，导致脉冲在水模边缘激发的体素少于在中部激发的体素，引起信号分布不均匀。

4.2 仿体实验

仿体实验的结果如图 4 所示。从图 4 可以看到，在每层的重建图像中，基于可控混叠的快速

并行成像技术很好地消除了由线圈灵敏度差异不足所引起的混叠伪影。在图像质量上，我们采用对比度噪声比(Contrast to Noise Ratio, CNR)将基于可控混叠的快速并行成像技术采集图像同金标准梯度回波序列所采集的图像进行评估和比较，结果如表 1 所示。在 CNR 的计算中，两种不同的组织选取为水模(图 4(b)~(e)中部高亮部分)和背景。从表 1 中能够看到，由基于可控混叠的快速并行成像技术采集得到的图像的对比度噪声比均高于快速小角度激发采集所得的图像。由此可以看出，基于可控混叠的快速并行成像技术能够使图像中不同组织之间拥有更高的辨识度。同时，对比图 4(b)和图 4(d)，以及图 4(c)和图 4(e)，能够明显看出基于可控混叠的快速并行成像技术所获得图像信噪比高于快速小角度激发所采集图像(水膜中部更亮)。

表 1 基于可控混叠的快速并行成像技术和梯度回波序列所采集图像的对比度噪声比

Table 1 CNRs of CAIPIRINHA and GRE acquired images

层数	噪声比 (CNR)	
	CAIPIRINHA	GRE
1	402.32	348.31
2	398.10	343.36

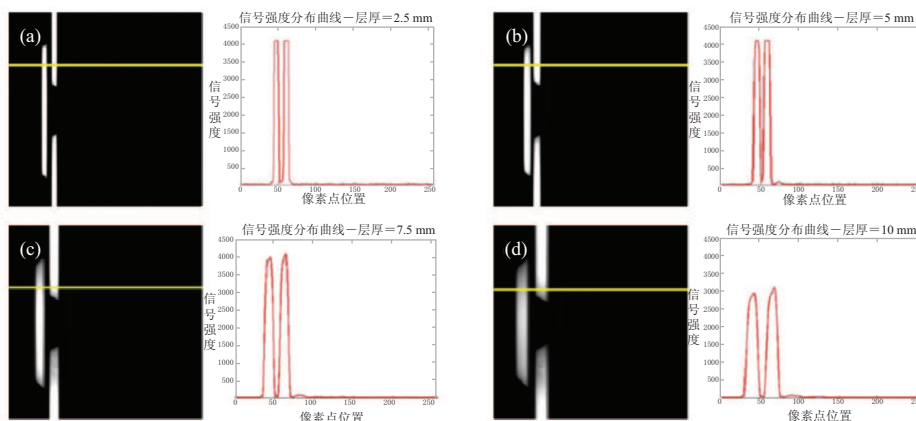


图 3 选层特性成像图：(a)~(d)中左图分别对应激发层厚 2.5 mm、5 mm、7.5 mm 和 10 mm

Fig. 3 Slice profile: (a)~(d) are corresponding to the different slice thicknesses of 2.5 mm, 5 mm, 7.5 mm and 10 mm, respectively

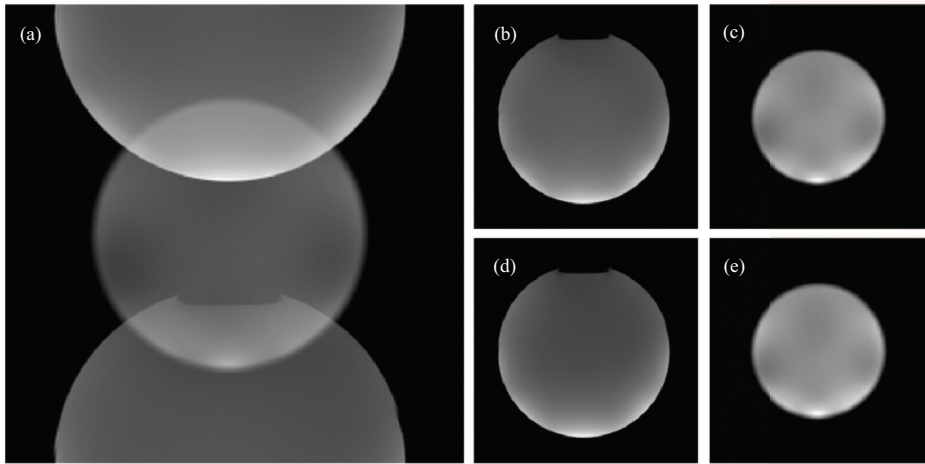
在成像时间上, 快速小角度激发采集两层图像所用的时间为 4.35 s, 而基于可控混叠的快速并行成像技术用时 2.18 s(不含参考图像采集时间)。可见, 相对快速小角度激发的单层激发方式, 两层同时激发基于可控混叠的快速并行成像技术的成像效率提高了 2 倍, 并且, 基于可控混叠的快速并行成像技术的成像效率将随着同时激

发层数的增多而显著提高。

4.3 头部成像实验

在该组实验中, 我们用基于可控混叠的快速并行成像技术对 5 名志愿者(2 男 3 女)进行了头部扫描。所有志愿者实验均通过本单位审查委员会的批准, 并与志愿者签订了实验告知书。

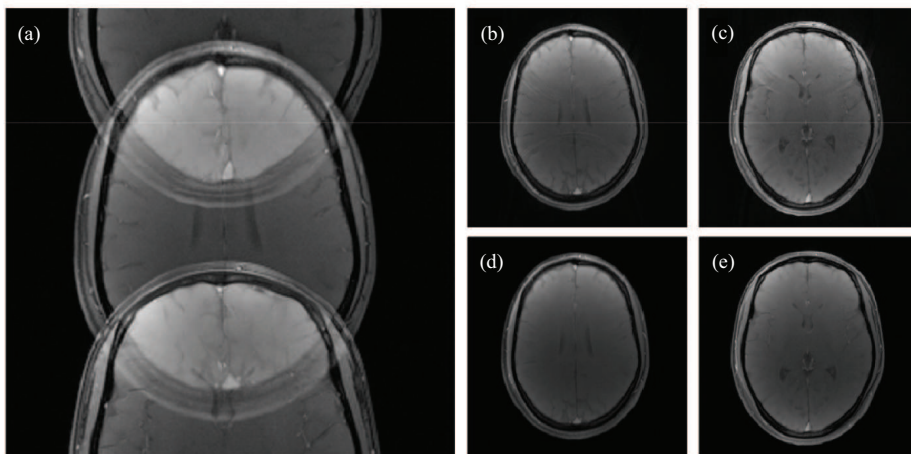
实验中, 志愿者采取仰卧头先入的姿势, 其



(a) 基于可控混叠的快速并行成像技术获得的混叠图像; (b) 和 (c) 分别为利用 SENSE 重建所获得的两层图像; (d) 和 (e) 为梯度回波序列在相同参数下采集的两幅图像

图 4 仿体成像图

Fig. 4 Representative results from phantom experiment



(a) 基于可控混叠的快速并行成像技术获得的混叠图像; (b) 和 (c) 分别为利用 SENSE 重建所获得的两层图像; (d) 和 (e) 为梯度回波序列在相同参数下采集的两幅图像

图 5 头部成像图

Fig. 5 Results of the brain scan

头部被定位于磁体中心。图 5 为任意选取的来自一名志愿者的实验结果。从图 5 中可以看到, 在通过基于可控混叠的快速并行成像技术采集并重建的图像中(图 5 (b)、(c))仍然能够看到轻微的伪影。相对于仿体实验, 头部成像实验中所采用的头线圈为 12 通道头部线圈, 较少的线圈通道数能够解释该实验中由基于可控混叠的快速并行成像技术采集所得图像中所出现的伪影。此外, 该实验中较小的层间距也对伪影的产生有一定的影响。

5 总 结

基于可控混叠的快速并行成像技术在传统多层同时激发技术的基础上, 能够更有效地消除重建图像中的混叠伪影。该技术随着激发层数的增加, 其获得图像信噪比和时间分辨率也随之提高。目前, 基于可控混叠的快速并行成像技术已经得到了广泛的应用^[10-14]。随着硬件条件的改善, 如针对该技术设计的接收线圈, 基于可控混叠的快速并行成像技术的成像速度将会越来越快, 应用也将越加广泛, 成为临床诊断不可或缺的工具。

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.
- [2] Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1986, 3(6): 823-833.
- [3] Hahn EL. Spin echoes [J]. *The Physical Review*, 1950, 80: 580-594.
- [4] Larkman DJ, Hajnal JV, Herlihy AH, et al. Use of multicoil arrays for separation of signal from multiple slices simultaneously excited [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2001, 13(2): 313-317.
- [5] Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2002, 47(6): 1202-1210.
- [6] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1999, 42(5): 952-962.
- [7] Li GB, Maxim Z, Esther M, et al. Reducing fluctuation of train trajectories in 3D TSE imaging with compressed sampling [C] // *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2013: 3711.
- [8] Breuer FA, Blaimer M, Heidemann RM, et al. Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 53(3): 684-691.
- [9] Cunningham CH, Wood ML. Method for improved multiband excitation profiles using the Shinnar-Le Roux transform [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1999, 42(3): 577-584.
- [10] Gagoski BA, Bilgic B, Eichner C, et al. RARE/turbo spin echo imaging with simultaneous multislice Wave-CAIPI [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2015, 73(3): 929-938.
- [11] Koopmans PJ, Boyacıoğlu R, Barth M, et al. Simultaneous multislice inversion contrast imaging using power independent of the number of slices (PINS) and delays alternating with nutation for tailored excitation (DANTE) radio frequency pulses [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2013, 69(6): 1670-1676.
- [12] Lau AZ, Tunnicliffe EM, Frost R, et al. Accelerated human cardiac diffusion tensor imaging using simultaneous multislice imaging [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2015, 73(3): 995-1004.
- [13] Setsompop K, Gagoski BA, Polimeni JR, et al. Blipped-controlled aliasing in parallel imaging for simultaneous multislice echo planar imaging with reduced g-factor penalty [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2012, 67(5): 1210-1224.
- [14] Yutzy SR, Nicole S, Duerk S, et al. Improvements in multislice parallel imaging using radial CAIPIRINHA [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2011, 65(6): 1630-1637.