

基于多通道并行采集的部分可分离函数 高分辨动态磁共振成像

史彩云¹ 谢国喜^{1*} 杨惠¹ 张丽娟¹ 郑海荣¹ 邱本胜² 刘新¹

¹(中国科学院深圳先进技术研究院劳特伯生物医学成像研究中心 深圳 518055)

²(中国科学技术大学信息科学与技术学院生物医学工程中心 合肥 230027)

摘要 部分可分离函数(Partial Separability, PS)是一种高分辨动态磁共振稀疏成像模型,可以对心脏等运动目标实现高分辨动态成像,然而该模型需要充足的扫描数据才能进行图像重建,因此存在扫描时间较长的缺点。文章在PS模型基础上,利用并行成像原理对磁共振数据进行降采样,从而缩短PS模型的扫描时间。数学仿真和载体实验结果表明,该方法可以准确重建出高时空分辨率磁共振图像并且将扫描速度提高2~3倍。

关键词 磁共振成像; 动态成像; 高时空分辨率; 部分可分离模型; 并行成像

High Spatiotemporal Resolution Magnetic Resonance Imaging Based on Parallel Sampling and Partial Separability Model

SHI Cai-yun¹ XIE Guo-xi^{1*} YANG Hui¹

ZHANG Li-juan¹ ZHENG Hai-rong¹ QIU Ben-sheng² LIU Xin¹

¹(Paul C. Lauterber Research Center for Biomedical Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology,
Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

²(Centers for Biomedical Engineering, College of Information Science and Technology, University of
Science and Technology of China, Hefei 230027, China)

Abstract Partially separability (PS) model is a sparse sampling imaging model which can achieve high spatiotemporal resolution for dynamic magnetic resonance imaging. However, the PS model needs a long scan time to collect enough data for image reconstruction, which hinders its applications in clinic. To address this issue, a novel approach based on parallel sampling and image reconstruction algorithm was introduced to shorten the PS scan time in this paper. Numerical simulation and in vivo cardiac experiment results demonstrate that the proposed method can accelerate the PS sampling speed by 2-3 times without any penalty of the reconstructed image quality.

Keywords MRI; dynamic imaging; high spatiotemporal resolution; partially separability model; parallel imaging

基金项目: 国家973基础研究项目(2010CB732600), 国家自然科学基金(81000611), 广东创新研究团队基金(81120108012), 深圳市基础研究基金(JC201105190917A)。

作者简介: 史彩云, 研究助理, 研究方向为磁共振快速成像, 脑功能成像; 杨惠, 硕士研究生, 研究方向为并行磁共振成像; 张丽娟, 硕士生导师, 助理研究员, 研究方向为神经系统、心血管系统、骨关节系统以及腹部磁共振新技术的应用基础研究; 郑海荣, 博士, 研究员, 研究方向为生物医学超声、医学成像; 邱本胜, 博士生导师, 研究方向为磁共振成像, 图像处理; 刘新, 博士, 研究员, 研究方向为医学核磁共振成像在心肌缺血, 无创性冠状动脉。*通讯作者: 谢国喜, 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。

1 引言

磁共振成像(MRI)具有良好的软组织分辨力、可多方位多参数进行成像、无X射线辐射损害等众多优势,但受其成像技术的影响,如常规的MRI方法扫描速度比较慢等,导致MRI在心脏、冠状动脉等运动器官和神经功能影像等方面受到限制。为了实现高时空分辨磁共振成像,研究者正在研究如何利用少量动态采集的部分 k 空间数据来重建出动态序列图。此方法的特点是:只采集部分 k 空间信号,但可以重建出完整无损的图像。其原理是基于这些时间序列图像在时空域上存在高度的相关性。目前流行的技术可以分为三大类:(1)基于挖掘 k 空间数据冗余性的方法。例如带相控阵列线圈的并行成像算法,部分傅里叶法等。其加速程度由加速因子决定,但是最大加速倍数不能超过所接受线圈数目,否则会降低信号的信噪比。(2)根据先验信息的View Sharing类方法。根据动态序列图像在时间域上的相关性,每帧图像只采集少量的信号,例如Keyhole^[1], RIGH^[2]和Reduction of Field of View^[3]。(3)基于 k 空间信息时间和空间冗余度的方法,包括k-t BLAST(Broad-use Linear Acquisition Speed-up Technique)^[4]、k-t SENSE(Sensitivity Encoding)^[4]、k-t GRAPPA(Generalized Auto-calibrating Partially Parallel Acquisitions)^[5]、SPEAR^[6]、k-t SPARSE^[7]、k-t FOCUSS^[8,9], CS(Compressed Sensing)^[10-12], PS(Partially Separable)^[13,14]模型。以上方法都是根据不同的相关性来最大程度地减少信号数量采集,从而实现快速MR成像。而基于相位阵列线圈的并行磁共振成像(Parallel Magnetic Resonance Imaging, PMRI)技术^[15],则是利用多线通道采集数据的冗余性来增加已知条件,从而减少编码步数以提高磁共振成像扫描速度。PMRI因其算法直接,复杂度适中且效果显著,成为快速磁共振扫描极具潜力的研究方向之一。PMRI主要利用多个射频接收线圈同时接收感应信号,基于线圈的空间敏感度(Sensitivity)分布差异来编码空间信息,降低相位编码步数,从而减少扫描时间。与以上方法不同的是,基于部分可分离函数理论的成像方法是针对运动物体进行扫描成像。该方法通过将MRI信号分解成与时间和空间相关的基函数,从而突破了传统MRI采样中受Nyquist定理限制的技术难点,同时实现高时间和高空间分辨成像,因此更适于动态成像。现有的研究成果^[13,16]已证明PS模

型方法可以在心脏动态成像和灌注成像中提高图像的空间、时间分辨率。但在现有的PS模型中,为了估计时间基函数和空间基函数等参数,往往需要采集很多数据,待这些数据完全采集后才能进行图像重建工作。而数据采集时间较长,限制了PS方法在磁共振临床上的应用。

因此,本文在原始PS模型的基础上加入并行成像对PS模型中图像数据的相位编码数进行降采样,以此来缩短采集时间,这样可在不牺牲图像空间和时间分辨率的情况下更大幅度地提高成像速度。

2 并行成像及PS模型理论概述

2.1 并行采集重建技术

假设相控阵线圈的个数为 l ,则每个线圈阵列采集到的频域信号为:

$$S_l(k_x, k_y) = \sum_{x=0}^{N_x} \sum_{y=0}^{N_y} C_l(x, y) \rho(x, y) e^{-i(k_x x + k_y y)} \quad (1)$$

其中 $S_l(k_x, k_y)$ 为第 l 个相控阵线圈采集的 Kl 空间数据, $l=1, 2, \dots, L$; (k_x, k_y) 为图像空间位置 (x, y) 所对应的 k 空间坐标; $C_l(x, y)$ 为第 l 个相控阵线圈在图像 (x, y) 处所对应的敏感度系数; $\rho(x, y)$ 为质子密度即待重建图像; N_x 和 N_y 分别为图像在 x 与 y 方向上的采样点数目。可以看出,第 l 个相控阵线圈采集到的频域信号强度相当于对原始频域信号进行了敏感度加权。由于不同线圈所对的成像部位位置不同,其线圈敏感度亦不同,所以相控阵线圈阵列中的各个线圈采集到的频域信号也不相同。接收线圈的空间灵敏度包含了信号源的空间位置信息,可以用于图像重建。本文将采用并行成像中的GRAPPA算法进行重建。

2.2 PS高分辨动态成像模型

在磁共振动态扫描成像过程中,图像 $\rho(r, t)$ 是其空间位置变量 r 和时间变量 t 的函数,理论上接收信号 $S(k, t)$ 和图像 $\rho(r, t)$ 函数的关系为:

$$S(k, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \rho(r, t) e^{-i2\pi k \cdot r} dr \quad (2)$$

在部分可分离函数模型中,认为图像函数 $\rho(r, t)$ 的空间变化和时间变化是 L 阶可分离的,利用部分可分离函数的性质和傅里叶变换的线性特性,待采集的 $S(k, t)$ 可以表示为空间基函数 $c_l(k)$ 和时间基函数 $\varphi_l(t)$ 两个独立变量函数之和:

$$S(k, t) = \sum_{l=1}^L c_l(k) \varphi_l(t) \quad (3)$$

通过(3)式, 将磁共振信号在时间空间联合维度中的复杂运动转化为空间中每一点信号随时间变化的较为简单的数学问题。只要能准确预知频率成分参数 L 、空间基函数 $c_l(k)$ 及时间基函数 $\varphi_l(t)$, 根据(3)式对整个 (k,t) 空间进行高时间高空间覆盖密度的插值恢复, 接着对此 (k,t) 空间进行傅里叶逆变换, 就可得到高时间高空间分辨率的磁共振图像(如图 1 所示)。为了正确估计频率成分参数 L 、空间基函数 $c_l(k)$ 及时间基函数 $\varphi_l(t)$, 需要采集两组 (k,t) 空间数据。其中, 高时间、低空间分辨率的导航数据(Navigator data, 图 1 中用空心圆圈表示)用来确定 $\varphi_l(t)$ 和 L ; 而低时间、高空间分辨率的动态图像数据(Image data, 图 1 中用实

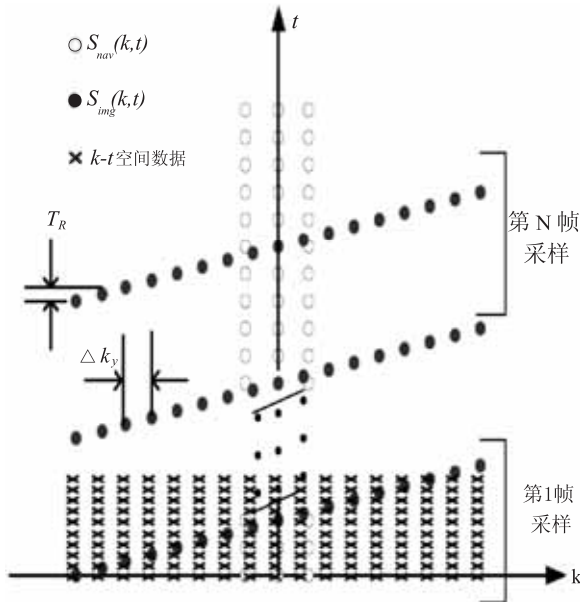


图 1 基于部分可分离函数模型的 (k,t) 空间数据采集示意图

心圆点表示)则用来确定 $c_l(k)$ 。所采集的样本点还需要满足以下三个条件: T_R 必须满足 $S_{nav}(k,t)$ 的时间奈奎斯特速率; Δk_y 必须满足 $S_{img}(k,t)$ 的空间奈奎斯特速率; 从 $S_{img}(k,t)$ 获取的采样帧数 N 必须大于或等于阶数 L 。以上条件导致 PS 模型需要充足的扫描数据才能计算模型中的参数, 因此存在扫描时间过长的缺点。

3 基于多通道并行采集的 PS 成像模型 (PS-GRAPPA)

3.1 采样方式

从上面介绍可知, PS 模型需要两组采样数据, 即导航数据和图像数据。为了加快扫描速度, 在采集每一帧图像数据时都加入并行采集的方法。这里我们采用变密度等间隔顺序采样的方法来完成数据采集,

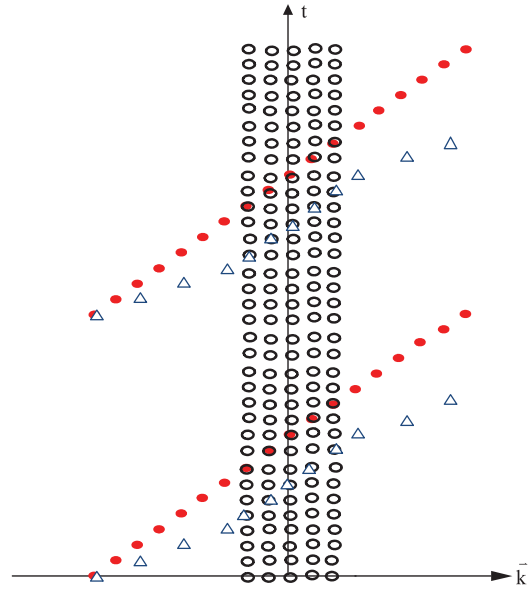


图 2 基于 PS 模型的并行采集示意图, 加速因子 $R=2$

图 2 为加速因子等于 2 的并行加速采集示意图, 其中空心圆点(\circ)表示导航数据采样点, 实心圆点(\bullet)表示原始 PS 模型的图像数据采样点, (Δ)表示本论文提出的多通道并行采集 PS 成像模型的图像数据采样点。从图 2 可以看出, 与原 PS 模型相比, 本论文所提出模型的数据扫描时间明显缩短。

3.2 图像重建算法

基于 PS 模型的并行采集数据的图像重建流程如

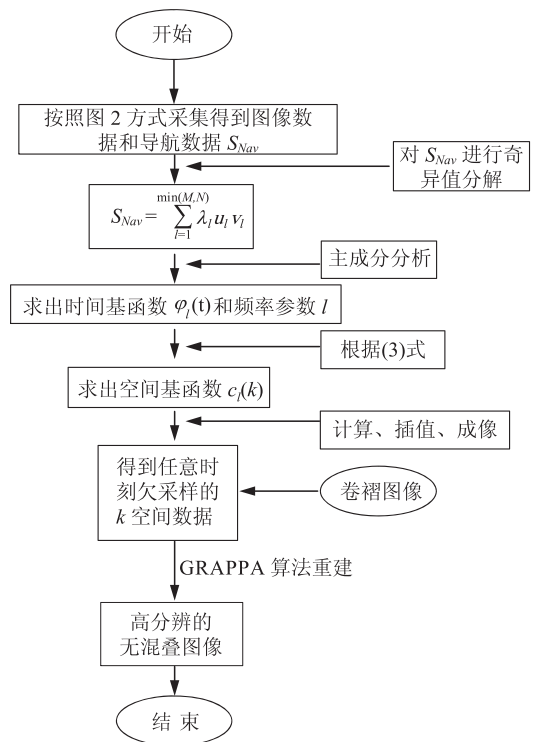


图 3 图像重建流程

图3所示。该重建分别涉及部分可分离函数重建和并行的GRAPPA重建,其重建的步骤为:(1)对采样获得的高时间分辨导航数据进行奇异值分解,并利用主成分分析算法获取时间基函数 $\varphi_i(t)$ 和频率成分参数 L ;(2)对重复随机欠采样的图像数据使用最小二乘法求解式(3),获得空间基函数 $c_i(\vec{k})$;(3)利用求取的时间基函数 $\varphi_i(t)$ 、频率成分参数 L 和空间基函数 $c_i(\vec{k})$ 带入式(3),求出任一时刻欠采样的相位编码数据,这时将得到任意时刻欠采样的 k 空间数据,然后对这一欠采样的 k 空间数据进行反傅里叶变换,得到含有伪影图像,因此需要使用GRAPPA算法对欠采样 k 空间数据重建得到无混叠伪影的图像,从而得到一系列高分辨率的动态图像。

4 实验

4.1 仿真实验

为了便于描述物体的运动情况,我们假设物体的运动可以划分为若干静止状态且做周期运动。具体实验设计如下:将圆心固定但半径呈周期变化的圆作为运动物体,且定义圆有31个运动状态,当其半径由65增大至80,再由半径80缩小至65时称为一个运动周期。为了能更清晰地说明重建图像质量,在圆中心加入一个小十字作为参照,用以说明图像细节情况。自定义做周期运动的圆见图4。

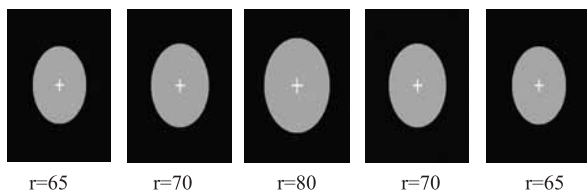


图4 周期运动的圆

仿真数据通道数为8,线圈灵敏度由比奥萨法尔定律计算得到。线圈离物体越近则磁感应强度越强,图像也越亮。由于每一帧图像信息都由8个射频线圈同时接收,故同时得到8幅包含灵敏度信息的质子密度分布图,将这8幅图像的平方和相加(Sum of Square)再开根号就可得到我们期望的此帧信号参考图像,参考图像可用来做为评价重建图像的质量及误差大小的参照。

为了能够更真实地表达实际磁共振扫描环境下得到的数据,需要在图像的频域信息中加入随机高斯白噪声。这是因为在实际采样中,总会有一些噪声叠加在采集信号上。而实验中我们定义噪声均值为零,

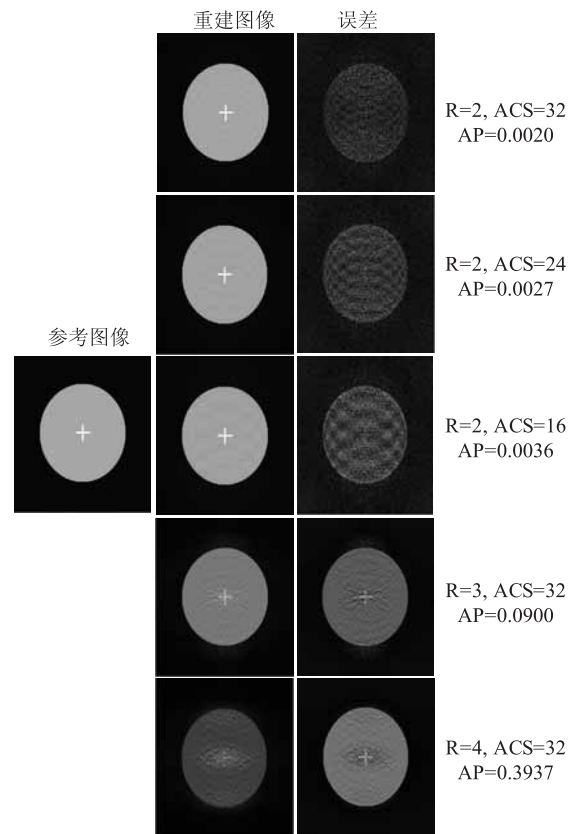
方差为0.7。随后用新采样模型(见图2)对这组仿真数据进行采样。加速因子 R 分别等于2、3、4,自校准线(Auto-Calibration Signal, ACS)条数分别为32、24、16,共9组数据。

4.2 仿真实验结果

实验中加速因子 R 分别等于2、3、4,自校准线条数分别为32、24、16,共9组数据,采用的Kernel大小为 4×5 。

经过PS模型重建以及空间域上的GRAPPA重建,得到了一个时间序列图像。实验重建帧数为31,而在此选择第16帧图像观察重建结果。从图5(A)可以看出,在加速因子相同的情况下,误差值随着ACS Lines的减少而增大,而图像质量则下降。在ACS Line相同的情况下,重建结果误差值随着加速因子的增加而增大。

为了找出重建结果误差增大的原因,实验中同样也增加了一项内容:只对仿真数据做并行采样和GRAPPA重建(不用PS模型采样),并记录各组数据重建结果的AP值,之后将其与PS_GRAPPA重建图像AP值进行比较,结果见图5(B)。结果显示,PS_GRAPPA与GRAPPA算



(A) PS_GRAPPA 的第16帧重建结果及误差图像

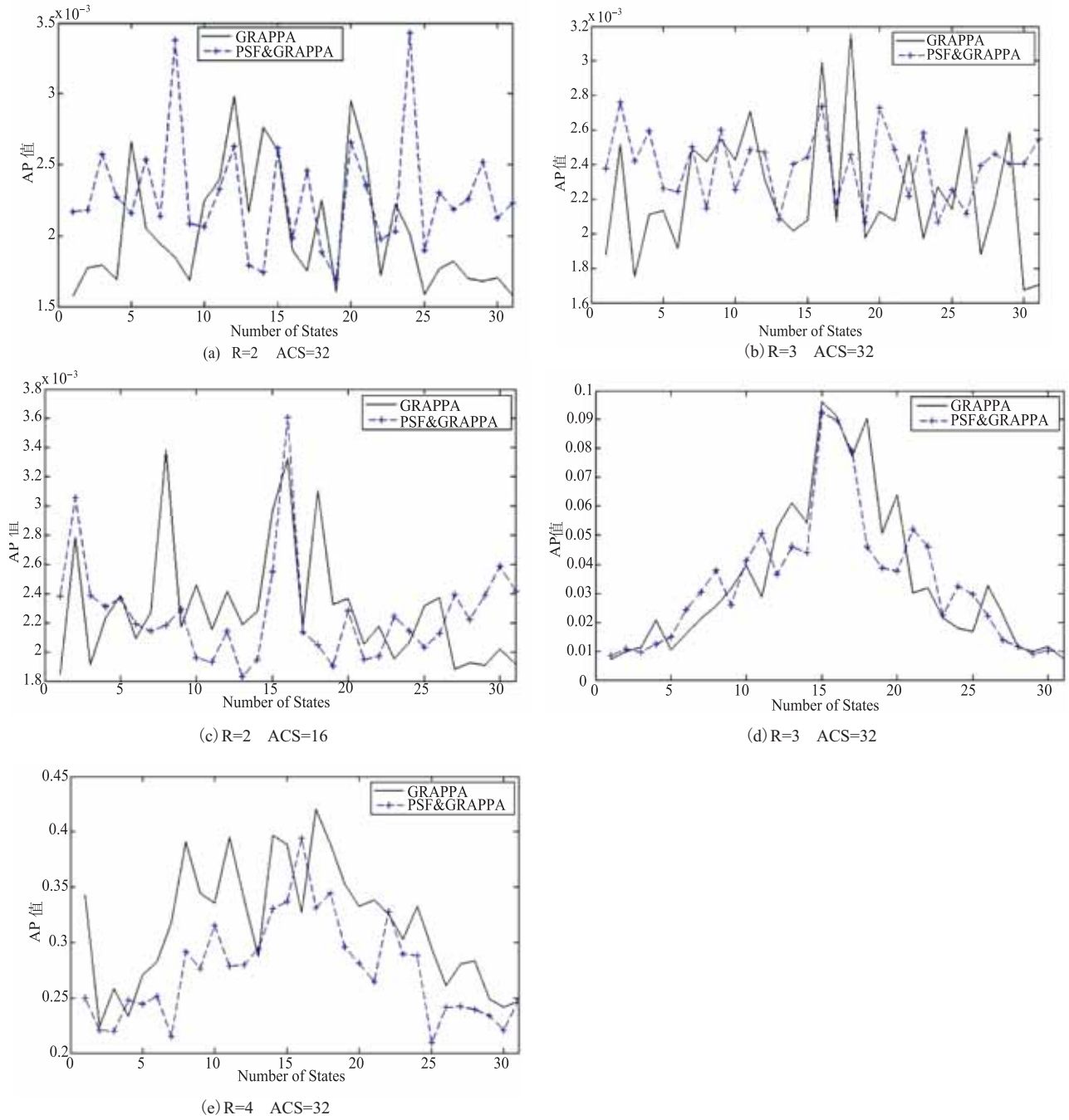


图5 空间域上的PS_GRAPPA重建质量评估

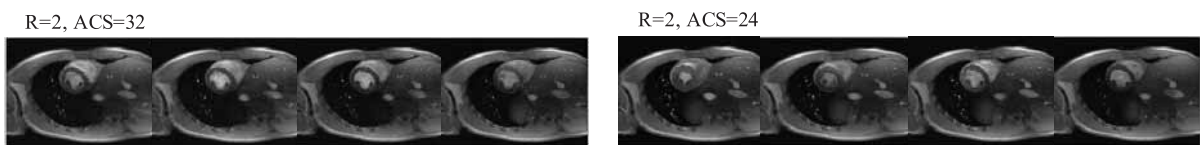


图6 PS_GRAPPA重建人体心脏图像

法重建结果的 AP 值十分地接近, 且变化趋势相同。由此可以推出: PS_GRAPPA模型是可行

的, 而 PS_GRAPPA 重建图像变化的规律是由于 GRAPPA 算法误差所致。

4.3 载体实验和结果

从 PS_GRAPPA 仿真结果可知该方法重建结果令人满意, 且较为稳定。在此基础上, 我们进行载体实验来验证 PS_GRAPPA 算法的效果。载体实验在 3T 商用设备 (SIEMENS Trio, Germany) 上完成, 扫描序列参数如下: 15 通道相位阵列线圈, $TR=2 \times 4.5 \text{ ms}$, $FOV=220 \text{ mm} \times 220 \text{ mm}$, $\text{flip angle}=15^\circ$, 空间编码矩阵大小为固定的 156×192 , 其中未采样数据线用零来填充, 图像数据帧数为 120。加速因子分别为 $R=2$, 自校准条数分别为 32、24。用 PS_GRAPPA 重建算法处理, 结果如图 6 所示。

5 总结

本文提出的并行采集 PS 模型充分利用并行成像和 PS 模型的优势, 在保证不牺牲图像空间和时间分辨率的前提下缩短扫描时间。仿真和载体实验结果表明, 该方法在原有 PS 模型基础上将扫描速度提高 2 ~ 3 倍, 促进该方法在临床中的应用和发展。

参考文献

- [1] Van Vaals J J, Brummer M E, Dixon W T, et al. "Keyhole" method for accelerating imaging of contrast agent uptake [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 1993, 3(4): 671-675.
- [2] Liang Z P, Lauterbur P C. An efficient method for dynamic magnetic resonance imaging [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1994, 13(4): 677-686.
- [3] Hu X, Parrish T. Reduction of field of view for dynamic imaging [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 31(6): 691-694.
- [4] Tsao J, Boesiger P, Pruessmann K P. k-t BLAST and k-t SENSE: Dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2003, 50(5): 1031-1042.
- [5] Huang F, Akao J, Vijayakumar S, et al. k-t GRAPPA: A k-space implementation for dynamic MRI with high reduction factor [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 54(5): 1172-1184.
- [6] Xu D, King K F, Liang Z P. Improving k-t SENSE by adaptive regularization [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2007, 57(5): 918-930.
- [7] Lustig M, Santos J M, Donoho D L, et al. kt Sparse: High frame-rate dynamic MRI exploiting spatio-temporal sparsity [C] // Seattle: Proceedings of the 13th Annual Meeting of ISMRM, 2006: 2420.
- [8] Jung H, Ye J C, Kim E Y. Improved k-t BLAST and k-t SENSE using FOCUSS [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2007, 52(11): 3201-3226.
- [9] Jung H, Sung K, Nayak K S, et al. k-t FOCUSS: A general compressed sensing framework for high resolution dynamic MRI [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2008, 61(1): 103-116.
- [10] Donoho D L. Compressed sensing [J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2006, 52(4): 1289-1306.
- [11] Candès E J, Romberg J, Tao T. Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information [J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2006, 52(2): 489-509.
- [12] Liang D, Liu B, Wang J J, et al. Accelerating SENSE using compressed sensing [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2009, 62(6): 1574-1584.
- [13] Brinegar C, Wu Y-J L, Foley L M, et al. Real-time cardiac MRI without triggering, gating, or breath holding [C] // Conference proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008: 3381-3384.
- [14] Liang Z P. Spatiotemporal imaging with partially separable functions [C] // In Proceeding of Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart and the International Conference on Functional Biomedical Imaging, 2007: 988-991.
- [15] Sodickson D K, Manning W J. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1997, 38(4): 591-603.
- [16] Brinegar C, Schmitter S S, Mistry N N, et al. Improving temporal resolution of pulmonary perfusion imaging in rats using the partially separable functions model [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2010, 64(4): 1162-1170.
- [17] Hutchinson M, Raff U. Fast MRI data acquisition using multiple detectors [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 6(1): 87-91.
- [18] Weller D, Polimeni J, Grady L, et al. Sparsity-Promoting Calibration for GRAPPA Accelerated Parallel MRI Reconstruction [J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2013, 4(99): 1-11.
- [19] Ye X, Chen Y, Huang F. Computational acceleration for MR image reconstruction in partially parallel imaging [J]. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 2011: 1055-1063.
- [20] Pruessmann K P, Weiger M, Scheidegger M B, et al. SENSE: Sensitivity Encoding for fast MRI [J]. *Magnetic Resonance in Medicines*, 1999, 42(5): 952-962.
- [21] Griswold M A, Jakob P M, Nittka M, et al. Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS) [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2000, 44(4): 602-609.
- [22] Kyriakos W E, Panych L P, Kacher D F, et al. Sensitivity profiles from an array of coils for encoding and reconstruction in parallel (SPACE RIP) [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2000, 44(2): 301-308.
- [23] McKenzie C A, Yeh E N, Ohliger M A, et al. Self-calibrating parallel imaging with automatic coil sensitivity extraction [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2002, 47(3): 529-538.
- [24] Nana R, Zhao T, Hu X. Automatic kernel selection for optimal GRAPPA reconstruction [C] // Berlin: Proceedings Scientific Meeting ISMRM, 2007: 747.