

学校编码: 10384
学号: 33120131152864

分类号____密级____
UDC____

厦 门 大 学

硕 士 学 位 论 文

不均匀场下基于压缩感知和并行计算的无参考扫描
EPI 扭曲校正和螺旋 MRI 稀疏重建
Free-Reference EPI Distortion Correction and Spiral MRI
Reconstruction under Strong Inhomogeneous Field based on
Compressed Sensing and Parallel Computing

庄孝星

指导教师姓名: 陈 忠 教 授

蔡聪波 副教授

专 业 名 称: 电子与通信工程

论文提交日期: 2016 年 月

论文答辩时间: 2016 年 月

学位授予日期: 2016 年 月

答辩委员会主席: _____

评 阅 人: _____

2016 年 05 月

厦门大学学位论文原创性声明

本人呈交的学位论文是本人在导师指导下,独立完成的研究成果。本人在论文写作中参考其他个人或集体已经发表的研究成果,均在文中以适当方式明确标明,并符合法律规范和《厦门大学研究生学术活动规范(试行)》。

另外,该学位论文为()课题(组)的研究成果,获得()课题(组)经费或实验室的资助,在()实验室完成。(请在以上括号内填写课题或课题组负责人或实验室名称,未有此项声明内容的,可以不作特别声明。)

声明人(签名):

年 月 日

厦门大学学位论文著作权使用声明

本人同意厦门大学根据《中华人民共和国学位条例暂行实施办法》等规定保留和使用此学位论文，并向主管部门或其指定机构送交学位论文（包括纸质版和电子版），允许学位论文进入厦门大学图书馆及其数据库被查阅、借阅。本人同意厦门大学将学位论文加入全国博士、硕士学位论文共建单位数据库进行检索，将学位论文的标题和摘要汇编出版，采用影印、缩印或者其它方式合理复制学位论文。

本学位论文属于：

1. 经厦门大学保密委员会审查核定的保密学位论文，于 年 月 日解密，解密后适用上述授权。

2. 不保密，适用上述授权。

（请在以上相应括号内打“√”或填上相应内容。保密学位论文应是已经厦门大学保密委员会审定过的学位论文，未经厦门大学保密委员会审定的学位论文均为公开学位论文。此声明栏不填写的，默认为公开学位论文，均适用上述授权。）

声明人（签名）：

年 月 日

作者姓名：庄孝星

论文题目：不均匀场下基于压缩感知和并行计算的无参考扫描 EPI 扭曲矫正和螺旋 MRI 稀疏重建

作者简介：庄孝星，男，1990 年 08 月出生，2013 年 9 月师从厦门大学陈忠教授和蔡聪波副教授，于 年 月获得硕士学位。

摘 要

平面回波成像序列（EPI）和螺旋采样成像（Spiral MRI）序列是磁共振成像中典型的快速序列，在功能性成像，动态实时成像等领域具有重要价值。但是快速序列对不均匀场敏感，不均匀场的影响在EPI图像中表现为形状扭曲和亮度失真，在Spiral MRI中表现为模糊伪影。

对于EPI图像的不均匀场矫正，目前的大部分矫正方法或是需要额外的采样来获得场图，或是无法解决强不均匀场下的扭曲失真问题。本文提出一种迭代的矫正算法，它不需要为了获取不均匀场图而额外地采样，并且能够适用于解决局部不均匀场问题。算法将不均匀场表示为二维傅里叶基线性叠加的形式，然后结合压缩感知、凸优化、相位解缠绕和布谷鸟搜索算法，迭代求解出不均匀场图和EPI图像。模拟和仿真结果都表明本算法能高效地矫正不均匀场导致的EPI形状扭曲和亮度失真。

对于Spiral MRI，目前重建方法主要是基于网格化的插值或者非均匀傅里叶变换，然而网格化的滤波核函数并不完美，存在着难以避免的误差。本文介绍了时空变换矩阵，直接将数据作为最优化模型的保真项，而不是将网格化后的数据作为保真项，从而避免了网格化过程的误差。仿真表明，基于时空变换重建的Spiral MRI图像比传统的非均匀傅里叶变换图像具有更小的误差。进一步地，算法还应用在Spiral MRI的模糊矫正上，仿真结果体现了模糊矫正的效果。

基于显卡的并行计算被应用于EPI不均匀场矫正和Spiral MRI重建和模糊矫正算法中，使得算法运行速度大幅度加快。

关键词：磁共振成像；压缩感知；EPI不均匀场矫正；螺旋MRI；并行计算。

Free-Reference EPI Distortion Correction and Spiral MRI Reconstruction under Strong Inhomogeneous Field based on Compressed Sensing and Parallel Computing

ABSTRACT

As typical ultra-fast sequences, the echo planar imaging (EPI) and the spiral MRI play important roles in functional MRI and dynamic MRI. However, the ultra-fast sequences are sensitive to inhomogeneous field, leading to image distortions in EPI and blurring in spiral-MRI.

Most of the published methods either need additional acquisitions to obtain the field map, or are not capable of the strong inhomogeneous problems. In this thesis, the proposed EPI correction algorithm is able to correct strong and local inhomogeneous problems without any extra acquisitions for the field map. The field map is represent as a linear combination of the two-dimensional Fourier bases. Applying the technologies of compressed sensing, convex optimization, phase unwrapping, and cuckoo search, both EPI images and field maps could be reconstructed. Simulations and experiments demonstrate that the proposed method is effective to correct the shape distortion and intensity variation of EPI image under strong inhomogeneous field.

Most of the traditional algorithms for spiral MRI are based on gridding or non-uniform fast Fourier transformation (NUFFT). However, kernel functions are often imperfect and the error of applying gridding kernel functions is unavoidable. In this thesis, A spatial-temporal transform (STT) matrix is introduced in the l_1 norm optimize problem based on compress sensing. Applying the STT matrix, the sampled data is able to be a fidelity term directly rather than the traditional after-gridding data, which avoids the gridding errors. The simulation demonstrate that the STT results have less error than the NUFFT results. Further more, the algorithm is also suitable for blurring correction in spiral MRI under inhomogeneous field. Simulation shows that the blurring is effectively removed.

Parallel computing on Graphics Processing Unit (GPU) is applied in both the EPI correction algorithm and the spiral MRI algorithm for runtime acceleration. Therefore the runtime is largely reduced, making the method more effective.

Keywords: MRI; compressed sensing; EPI distortion correction; spiral MRI; parallel computing.

目 录

摘 要	I
ABSTRACT.....	II
目 录	III
CONTENT.....	V
第 1 章 绪论	1
1.1 磁共振成像	1
1.2 压缩感知简介	2
1.3 不均匀场下EPI图像扭曲失真的矫正.....	2
1.4 螺旋采样图像重建和模糊矫正	3
1.5 本论文讨论问题	5
1.6 论文结构	5
参考文献	6
第 2 章 理论基础	10
2.1 磁共振成像原理	10
2.2 压缩感知最优化模型	11
2.2.1 稀疏性相干性	11
2.2.2 基于L1范数最优化模型	12
2.3 快速自适应方向迭代算法	13
2.3.1 软阈值函数求解小波系数	13
2.3.2 最速下降法	15
2.3.3 微分法求解图像	16
2.4 相位解缠绕	17
2.5 布谷鸟搜索算法	17
2.6 基于GPU的并行编程	19
2.6.1 关于GPU与CPU的比较.....	19
2.6.2 并行计算编程架构	20
参考文献	21
第 3 章 不均匀场下基于正交变换的EPI扭曲矫正	24
3.1 最优化模型	25
3.1.1 不均匀场下的EPI采样	25
3.1.2 基于正交变换与压缩感知的最优化模型	26

3.2 数值解法	29
3.2.1 快速自适应方向迭代方法重建EPI图像	29
3.2.2 贪婪算法拟合不均匀场	31
3.3 仿真与实验	33
3.3.1 基变换压缩感知模型仿真	34
3.3.2 迭代拟合不均匀场的仿真	35
3.3.3 实验结果	37
3.4 讨论.....	38
3.4.1 鲁棒性	38
3.4.2 复杂度与并行计算	39
3.4.3 相位信息	40
3.5 本章小结	41
参考文献	41
第 4 章 基于时空变换的螺旋MRI稀疏重建和模糊矫正	43
4.1 理论.....	44
4.1.1 序列和采样	44
4.1.2 时空变换矩阵	45
4.1.3 基于L1范数的最优化模型	46
4.2 仿真与讨论	48
4.2.1 重建结果	48
4.2.2 非均匀场下螺旋MRI的模糊矫正	49
4.2.3 复杂度与并行计算	50
4.3 本章小结	51
参考文献	51
第 5 章 总结与展望	53
5.1 总结.....	53
5.2 展望.....	54
参考文献	55
论文发表情况	56
致谢.....	57

CONTENT

Abstract in Chinese	I
Abstract in English	II
Content in Chinese	III
Content in English	V
Chapter 1 Preface	1
1.1 Introduction of MRI	1
1.2 Introduction of compressed sensing	2
1.3 Distortion corrections of EPI under strong inhomogeneous field	2
1.4 Reconstructions and blurring corrections in spiral MRI.....	3
1.5 Main work of this thesis	5
1.6 Structure of this thesis	5
References	6
Chapter 2 Basic theory	10
2.1 Basic principle of MRI.....	10
2.2 Compressed sensing based optimization.....	11
2.2.1 Sparsity and coherence	11
2.2.2 L1 norm optimization	12
2.3 Fast adaptive direction method	13
2.3.1 Soft threshold function.....	13
2.3.2 Steepest descent method	15
2.3.3 Differential method for image reconstructions	16
2.4 Phase unwrapping.....	17
2.5 Cuckoo search algorithm	17
2.6 Parallel computing on GPU	19
2.6.1 Comparison on GPU and CPU	19
2.6.2 Programming framework on parallel computing.....	20
References	21
Chapter 3 Free reference EPI distortion corrections under strong inhomogeneous field based on orthogonal transforms and compressed sensing	24
3.1 Optimization model	25
3.1.1 EPI acquisitions under inhomogeneous field.....	25
3.1.2 BTCS optimizations.....	26
3.2 Numeral algorithm.....	29

3.2.1	FADM for EPI image	29
3.2.2	Greedily fitting field map.....	31
3.3	Simulation and experiments.....	33
3.3.1	BTCS simulation results	34
3.3.2	Simulations of greedily fitting process	35
3.3.3	Experimental results.....	37
3.4	Discussion.....	38
3.4.1	Robust	38
3.4.2	Complexity and parallel computing.....	39
3.4.3	Phase informations.....	40
3.5	Conclusions.....	41
	References.....	41
Chapter 4 Spiral MRI sparsifying reconstructions and blurring corrections based on spatio-temporal transforms		43
4.1	Theory	44
4.1.1	Sequence and acquisition.....	44
4.1.2	Spatio-temporal transformation matrix.....	45
4.1.3	L1 norm optimization	46
4.2	Simulation and discussion	48
4.2.1	Reconstruction results.....	48
4.2.2	Blurring correction under inhomogeneous field	49
4.2.3	Complexity and parallel computing.....	50
4.3	Conclusions.....	51
	References.....	51
Chapter 5 Summary and prospect		53
5.1	Summary.....	53
5.2	Prospect.....	54
	References.....	55
	Publications	56
	Acknowledgement.....	57

第 1 章 绪论

1.1 磁共振成像

医学成像包括CT成像，超声波成像，磁共振成像（MRI, Magnetic Resonance Imaging）等。MRI在软组织检测成像中具有独特的优势，相比于CT等成像方法，MRI使用磁场而不是电子射线来成像，因此对人体无伤害。磁共振具有高分辨力和无放射损伤等优点，可以用来观察非常多样的生物组织。磁共振在临床诊断，治疗方案确定和执行方面发挥着越来越重要的作用。

磁共振的原理可以从宏观和微观两个层面来阐述。宏观上，在高磁场下，外部射频脉冲的频率与组织分子中的某种原子核的进动频率相匹配，发生共振现象^[1]。微观上，当自旋量子数不为零的原子核至于强磁场中时，受到磁场的作用，磁矩从原来排列杂乱无章的状态转变为定向的排列^[2]，形成量子化的能级。在外部特定频率电磁波的激发下，原子核从低能级跃迁到高能级。当外部电磁波消失之后，原子核将从高能级跃迁回低能级的状态，并释放出电磁波能量。该能量将被实验仪器检测到，用于图像的重建^[1]。

MRI采集到的数据可以视为是磁共振图像在傅里叶域的数据^[1]，称为k空间数据。MRI的目标是采集足够的k空间数据使得重建的图像具有良好的保真度和理想的分辨率。多扫描序列通过激发多个RF脉冲，每个脉冲后采集一行数据来遍历矩形状的k空间区域，采集每行数据需要等待一个弛豫时间，因此消耗的时间比较长。冗长的采样时间长增加了实验对象运动的可能性，易造成了运动伪影，使得只能对固定不动的组织进行实验，比如大脑成像。这限制了MRI在临床医学的应用。

相比于多扫描序列，快速采样序列通常只需要一次RF激发就可以采集整个k空间矩形区域。目前，大部分快速成像的方法是基于自旋回波和正负梯度切换的方法。快速序列具有重要的意义，尤其是对时间分辨率和采样时间要求比较严格的应用场景。常见的应用场景有功能性成像^[3]，弥散张量成像^[4]和心脏成像^[5]。快速序列通常是对主磁场的非均匀性非常敏感，并且要求更强更快的切换梯度，有时候会达到仪器的限制。不均匀场的影响会随着时间累积，越迟采集的数据，

不均匀场影响越明显。不均匀场在EPI图像中会导致图像形状扭曲以及亮度失真，在螺旋采样序列中会导致图像的模糊和伪影。

1.2 压缩感知简介

结合压缩感知（Compressed Sensing, CS）与欠采样的成像策略是一种快速成像的方式。压缩感知首先是由Candès^[6]和Donoho^[7]等科学家于2004年提出的。CS理论提出后不久，Lustig将CS应用在静态MRI重建^[8, 9]，这项研究在MRI领域和CS领域都引起了广泛的关注。此后，CS-MRI的研究也越来越深入^[10-14]。

压缩感知内在理论是如果信号是可压缩的，也就是说信号在某个变换域中是稀疏的，那么信号就可以用更少量的数据来表示。压缩感知理论表明如果图像在一个字典下的系数是稀疏的，且图像的采集矩阵与该字典的相干性足够小，就能够以低于Nyquist采样率的数据量来重建图像^[6, 7]。大部分医学图像在一些例如小波变换，差分变换等变换后是非常稀疏^[8, 9]。这意味着只需要采集适量的信号而不需要采集全部的信号就可以重建出良好的图像。减少采样的数据量不仅仅减少了采样时间，还减轻了不均匀场，运动伪影等影响。为了评估了CS理论框架在加速实时动态MRI中的作用，Gamper对比了在不同下降因子，噪声和稀疏水平下的重建结果^[15]，结果表明CS重建的图像具有较高的时间上保真度。在时空编码成像中，Liang设计的部分可分模型能够允许高度稀疏的采样数据来获得高分辨率的结果^[16]。压缩感知不仅仅应用在二维MRI，还应用在三维的图像重建研究中^[17]，取得良好效果。Goldstein提出了 Split Bregman 迭代方法，能够解决一系列基于 l_1 范数的最优化模型^[18]。Yang提出了一种快速自适应方向方法，能够有效地减少迭代次数，减小算法运行时间^[19]。

1.3 不均匀场下 EPI 图像扭曲失真的矫正

磁共振超快速序列在高时间分辨率和低采样时间的场景中是非常必要。经典的超快速成像序列方法是平面回波成像（Echo Planar Imaging, EPI）。EPI在一次RF激发后，采用正负梯度切换的方式遍历k空间，采集低分辨率图像的所有数据，从而减小了采样时间，具有重要的意义^[1]。但是由于较长的读出梯度时间，EPI图像对不均匀场非常敏感。

不均匀磁场下，EPI图像的形状扭曲和强度失真是一种为人熟知的现象。产生不均匀场的原因主要有两种，一是由于仪器和实验误差，二是生物组织异质性导致的难以消除的不均匀场^[20, 21]。生物组织的不均匀性主要分布在组织界面，尤其是与空气接触面上。这些不均匀场用现有的匀场技术达不到良好的匀场效果。在生物组织内，不均匀场分布依赖于磁化率，所施加的磁场，样品的几何形状以及外磁场的方向等多种因素，没有明确的规律，且难以用几何曲面的数学表达式来精确地描述^[1]。生物异构性造成的这些不均匀场虽然无法被精确地建模或者预先匀场，但是在局部形状区域内的不均匀场是比较平滑的。为了解决不均匀场造成的MRI形状扭曲和亮度失真问题，人们提出了许多矫正的算法，包括预处理方法和后处理方法^[22]。预处理方法包括多线圈采样^[23]，特殊序列设计^[24, 25]。后处理方法包括滤波^[26, 27]，场图多项式拟合^[28, 29]，图像分区^[30]和灰度直方图处理^[31]等。这些方法主要是解决非快速序列中不均匀场造成的亮度失真的问题，对于超快速序列的不均匀场的问题效果是有限的，且这些算法没有试图去矫正强不均匀场的扭曲和失真问题^[22]。

不均匀场的影响会随着演化时间累积。越滞后采集的数据，不均匀场的演化时间越长，不均匀场造成的形状扭曲也越强^[32]。在EPI中，相位编码维上相邻采样点的时间间隔比在频率编码维度上的采样间隔时间要久很多，因此在相位编码方向上的扭曲也比频率编码方向的扭曲严重许多。EPI还存在层见磁化率变化以及相位移除过程中错位的问题^[33]。为了减小计算量，大多数传统方法只矫正了相位编码维的扭曲和失真，而忽略了频率编码维的不均匀场影响^[32, 34-36]。

1.4 螺旋采样图像重建和模糊矫正

螺旋采样磁共振成像（Spiral Magnetic Resonance Imaging, Spiral MRI）是一种高速的数据采集策略。Spiral MRI具有许多优点，它不仅梯度功率的利用效率高，成像速度快^[37]，而且能够在一定程度上抵抗运动伪影和不均匀场^[1]。螺旋采样高效的k空间轨迹，低运动伪影以及快速成像的特性使得它已经广泛应用到功能性成像，动态成像和心肌组织成像等各种快速成像技术场景中^[38]。Spiral MRI的采样轨迹有众多方案。从形状上分类，有方形螺旋采样和圆形螺旋采样。从扩

展速度上分类,有等角速度和等线速度螺旋采样。此外,由于多通道并行成像技术的发展,从轨迹数量上也有单螺旋轨迹和多螺旋轨迹并行成像^[37,39,40]。

传统的基于笛卡尔系k空间采样的数据分布在均匀的网格上。均匀分布的k空间数据通常可以用傅里叶变换或者基于傅里叶变换的最小二乘法^[41],解压缩感知最优化模型等方法来进行重建MRI图像^[40]。与笛卡尔系下的采样不同,在Spiral MRI中,k空间数据是在一个非笛卡尔系下采集的,随着时间变化,映射在k空间的采样轨迹线是从k空间的低频区域开始,呈螺旋状向外扩展。这样的采样轨迹得到数据点无法均匀分布到矩形状的网格点上^[37,39]。传统的基于傅里叶变换的重建算法无法应用在非均匀分布的数据上,因此也就不能直接应用于Spiral MRI图像重建问题。对于非笛卡尔坐标系的MRI重建,常见方案是将螺旋状分布的k空间数据插值到笛卡尔坐标系下均匀网格点上^[38,41-43]。插值后的新的数据就能够适用傅里叶变换,并且能够用基于均匀坐标系的方法来重建磁共振图像。这个插值过程的函数被称为插值核函数^[38,41]。

KB(Kaiser Bessel)法^[42,44]是一种广泛被人们接受的一种网格化方法。它通过Kaiser Bessel卷积核函数将数据插值到网格化的坐标中,然后再使用傅里叶变换进行图像重建。但是KB法的效果非常依赖于核函数参数的选取。即使是选取最佳参数的核函数,重建图像依然存在比较严重的伪影。Dutt^[45]提出了非均匀傅里叶变换(Non Uniform Fast Fourier Transform, NUFFT)的方法,它实际上是等价于一个高斯分布的核函数来与信号的卷积和。Sarty^[46]将NUFFT应用在Spiral MRI中,虽然在合适的高速核函数下,效果比KB法好,但是NUFFT依然非常依赖于所选择的核函数。Sha^[46]使用最小二乘法自适应地生成NUFFT的核函数,这种方法与KB法具有相同的计算复杂度,但是重建效果误差更小。采用核函数方法缺点在于这种方法不仅对核函数的依赖性很强,而且避免不了插值带来的误差。对于不同图像,不同核函数的效果差异比较大。除了网格化之外,还有一种直接求和法,它用密度补偿函数来实现对螺旋信号的反傅里叶变换。这种方法受限于巨大的计算量,因而没有广泛使用^[46]。如何减小和避免网格化过程中产生的误差,对重建Spiral MRI而言是非常有意义。

Spiral MRI重建是一个难题,此外,不均匀场会导致螺旋MRI图像出现模糊。这是因为不均匀场的影响会随着时间累积,螺旋MRI的高频信号是比较迟采集的,

因此在高频区域的数据失真严重,重建的图像会比较模糊^[47]。Noll^[48]和Sutton^[49]等人相继提出了自适应的不均匀场矫正方法。这些方法能够适用于线性分布的或者简单的不均匀场的问题,但是不能够解决局部分布的,不规则分布的不均匀场造成的模糊问题。

1.5 本论文讨论问题

本论文主要讨论两个问题,一是在无参考扫描不均匀场的情况下,如何准确地矫正强不均匀场造成EPI图像的形状扭曲和亮度失真。二是在螺旋MRI中,如何减少和避免网格化产生的误差,以及如何矫正不均匀场引起的图像模糊和伪影。

快速序列对不均匀场敏感,强不均匀场下的EPI图像同时存在着形状扭曲和亮度失真。当前大多数矫正算法或者需要大量额外的采样来获取不均匀场图,或者只能解决较低程度的扭曲和失真。第3章通过迭代求解两个模型来解决如何矫正不均匀场导致的EPI形状扭曲和失真。第一个模型建立了基于正交变换和压缩感知的 l_1 范数最优化模型,它能够在给定不均匀场图信息情况下稳定地重建出EPI图像。第二个模型假定不均匀场图与复数图像的解缠绕相位之间存在线性关系。通过相位解缠绕算法和布谷鸟搜索算法,迭代地拟合不均匀场图。算法采用了基于GPU的并行计算来加速,在分辨率为 128×128 的仿真中,与CPU单线程计算相比,速度提升将近220倍。

对于螺旋MRI重建问题,第4章提出了基于时空变换和压缩感知的最优化模型和算法,避免了网格化过程,避免了用滤波插值的带来的误差。螺旋采样作为一种天然的欠采样方式,与压缩感知理论结合,能够改善磁共振图像重建效果。仿真表明,时空变换的压缩感知模型比NUFFT压缩感知模型相比,运行时间相近,重建误差更小。进一步地,将此算法应用在矫正不均匀场引起的模糊和伪影,可以在给定不均匀场信息下,获得良好的Spiral MRI图像。

1.6 论文结构

本论文分为四章,结构安排如下

第1章为绪论，概述了磁共振快速序列的重要性以及存在的缺点，压缩感知在磁共振成像的发展。介绍了不均匀场导致EPI图像扭曲失真现象和不均匀场校正算法的基本现状，以及螺旋MRI的重建算法和模糊校正算法研究的现状。

第2章为基础理论，分别讲述了MRI的基本原理，压缩感知理论，最优化模型的求解方法，相位解缠绕算法和布谷鸟搜索算法，最后描述了GPU并行计算加速的基本原理和编程模型。

第3章介绍了基于正交基变换和压缩感知的不均匀场扭曲校正算法。首先用正交傅里叶变换将含有不均匀场的指数项表示为傅里叶基线性叠加的形式，并论述了从四维系数矩阵降维到二维的过程。然后通过迭代两个模型来逐步求解EPI图像和不均匀场图。基于正交基变换压缩感知的最优化模型解决了在给定不均匀场下，如何求解MRI图像的问题。贪婪拟合算法结合了布谷鸟算法和相位解缠绕技术来，逐步拟合不均匀场图。仿真和定量分析证明了这两个模型的可靠性和适用范围。算法还被运用在磁共振仪器采集到的水膜，柠檬和人脑数据中来进一步验证算法的可行性。基于GPU并行计算的加速能力使得算法能够在较短的时间内重建良好的效果图。

第4章介绍了压缩感知和并行计算在螺旋MRI重建方面的应用。通过时空变换矩阵，避免了网格化的过程及其导致的误差。利用CS理论，可以在较低的采样率下重建出良好的MRI图像。NUFFT与时空变换压缩感知模型的对比结果表明基于时空变换的最优化模型的解具有更小的重建误差。进一步地，将算法应用与校正不均匀场引起的模糊和伪影上，仿真表明，在给定不均匀场图情况下，算法能够良好地校正不均匀场引起的模糊伪影。此外，基于GPU并行计算的使得算法速度大幅度提升，具有工程化意义。

第5章是总结与展望。对全文进行总结，并对压缩感知，不均匀场校正方法，螺旋MRI的发展，和GPU在MRI上的前景进行展望。

参考文献

- [1] Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design[M]. New York: Wiley-Liss, 1999: 165-174, 524-530.
- [2] 陈颖. 时空编码磁共振成像的重建及其在单回波脂水分离中的应用[D]: 厦门大学, 2014.

- [3] Hoge R, Franceschini M, Covolan R, Huppert T, Mandeville J, Boas D. Simultaneous recording of task-induced changes in blood oxygenation, volume, and flow using diffuse optical imaging and arterial spin-labeling MRI[J]. *Neuroimage*, 2005, 25(3): 701-707.
- [4] Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C, Clark CA, Pappata S, Molko N, Chabriat H. Diffusion tensor imaging: concepts and applications[J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2001, 13(4): 534-546.
- [5] Lamb HJ, Doornbos J, van der Velde EA, Kruit MC, Reiber JH, de Roos A. Echo planar MRI of the heart on a standard system: validation of measurements of left ventricular function and mass[J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1996, 20(6): 942-949.
- [6] Candès EJ, Wakin MB. An introduction to compressive sampling[J]. *Signal Processing Magazine, IEEE*, 2008, 25(2): 21-30.
- [7] Donoho DL. Compressed sensing[J]. *Information Theory, IEEE Transactions on*, 2006, 52(4): 1289-1306.
- [8] Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2007, 58(6): 1182-1195.
- [9] Lustig M, Donoho DL, Santos JM, Pauly JM. Compressed sensing MRI[J]. *Signal Processing Magazine, IEEE*, 2008, 25(2): 72-82.
- [10] DeVore RA. Deterministic constructions of compressed sensing matrices[J]. *Journal of Complexity*, 2007, 23(4): 918-925.
- [11] Figueiredo MA, Nowak RD, Wright SJ. Gradient projection for sparse reconstruction: Application to compressed sensing and other inverse problems[J]. *Selected Topics in Signal Processing, IEEE Journal of*, 2007, 1(4): 586-597.
- [12] Chen G-H, Tang J, Leng S. Prior image constrained compressed sensing (PICCS): a method to accurately reconstruct dynamic CT images from highly undersampled projection data sets[J]. *Medical Physics*, 2008, 35(2): 660-663.
- [13] Blumensath T, Davies ME. Iterative hard thresholding for compressed sensing[J]. *Applied and Computational Harmonic Analysis*, 2009, 27(3): 265-274.
- [14] Donoho DL, Maleki A, Montanari A. Message-passing algorithms for compressed sensing[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2009, 106(45): 18914-18919.
- [15] Gamper U, Boesiger P, Kozerke S. Compressed sensing in dynamic MRI[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2008, 59(2): 365-373.
- [16] ZhiPei L. Spatiotemporal imaging with partially separable functions[C]: *Proceedings of the Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007 ISBI 2007 4th IEEE International Symposium on*. 2007, 988-991.
- [17] Kim YC, Narayanan SS, Nayak KS. Accelerated three-dimensional upper airway MRI using compressed sensing[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2009, 61(6): 1434-1440.
- [18] Goldstein T, Osher S. The split bregman method for L1-regularized problems[J]. *SIAM Journal on Imaging Sciences*, 2009, 2(2): 323-343.
- [19] Yang J, Zhang Y, Yin W. A fast alternating direction method for TVL1-L2 signal reconstruction from partial Fourier data[J]. *IEEE Journal of Selected Topics Signal Process*, 2010, 4(2): 288-297.

Degree papers are in the “[Xiamen University Electronic Theses and Dissertations Database](#)”.

Fulltexts are available in the following ways:

1. If your library is a CALIS member libraries, please log on <http://etd.calis.edu.cn/> and submit requests online, or consult the interlibrary loan department in your library.
2. For users of non-CALIS member libraries, please mail to etd@xmu.edu.cn for delivery details.