

学校编码: 10384

分类号\_\_\_\_\_密级\_\_\_\_\_

学号: 23320081153324

UDC \_\_\_\_\_

厦 门 大 学

硕 士 学 位 论 文

基于压缩传感理论的磁共振部分 K 空间数据重建方法研究

Partial K-space Sampling MRI based on Compressed Sensing

王苗苗

指导教师姓名: 蔡聪波 副教授

丁兴号 副教授

专业名称: 信号与信息处理

论文提交日期: 2011 年 5 月

论文答辩日期: 2011 年 6 月

学位授予日期: 2011 年 月

答辩委员会主席: \_\_\_\_\_

评 阅 人: \_\_\_\_\_

2011 年 5 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

厦门大学博硕士学位论文摘要库

## 摘要

磁共振成像(MRI)由于具有无辐射、多平面成像、扫描参数多、提供病理生理信息多、软组织对比分辨率高等优点,已成为临床医学和科研医学的一种十分重要的检测手段。现有MRI技术的不足之处在于成像速度慢,并且在检查过程中,病人自主或不自主的活动可引起运动伪影,影响诊断。如何在不改变现有硬件设备的基础上,获得更快的成像速度是MRI急需解决的一个重要问题,也是一个研究热点问题。

压缩传感(CS)理论是新近提出的一种新的非线性信号采样理论,该理论有效突破奈奎斯特采样定理的束缚,可由远低于奈奎斯特采样定理要求的数据量重建信号。本文在充分研究了CS理论之后,将CS理论应用于MRI,利用部分K空间数据重建MR图像,以提高现有的MRI技术的成像速度和成像效果。本文的主要工作内容简述如下:

第一,结合加权L1范数能够更好的逼近L0范数思想和使用弱Lp范数( $0 < p < 1$ )作为目标函数的信号重建需要更少的采样数据量,本文提出最小加权弱Lp范数作为CS重建的目标函数,更进一步的逼近L0范数,取得了较好的效果。

第二,对于动态MRI,本文介绍一个估值残差重建框架,认为理想图像由初始估值和残差两部分构成。针对其各帧间具有高度相关性的特点,本文提出对相邻帧间进行动态搜索的方法估计当前帧的初值,然后利用FOCUSS算法对剩下的残差进行重建,巧妙地将MR图像的稀疏先验信息、时空相关性综合利用,进一步减少了有效重建所需数据,提高了成像速度和图像效果。另外为了更有效地放大MR图像,论文引入基于双字典稀疏表示的超分辨率重建思想,对所获得的动态MR图像做进一步处理,以提高重建后图像的分辨率,从而更好的诊断某些疾病。

**关键词:** 磁共振成像; 压缩传感; Lp范数; 动态磁共振; 运动估计/运动补偿

厦门大学博硕士学位论文摘要库

## Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) has become a very important medical test because of its non-radiation, Multiplan imaging, scanning many parameters to provide path physiological information and more advantages of soft-tissue contrast resolution, clinical and scientific research. Shortcomings of existing MRI technology is that imaging is slow, and in the inspection process, the activities of voluntary or involuntary patients can cause motion artifacts, which affect the diagnosis. How to faster MRI imaging speed is an important issue as well as a hot topic issue to be resolved without changing the basis of existing hardware devices.

Compressed sensing (CS) theory is proposed recently. It is a new nonlinear signal sampling theory, which effectively breaks the shackles of the Nyquist sampling theorem, using much less data than the required amount according to Nyquist sampling theorem. In this paper, after a full study of the CS theory, we apply the CS theory to MRI and reconstruct MR images using partial K-space data to enhance existing MR imaging speed and image effects. The main work is outlined as follows:

First, since weighted L1 norm can be a better approximation of L0 norm and using the weak Lp norm ( $0 < p < 1$ ) as the objective function of the signal reconstruction requires less amount of sample data, we combine the two points together and proposes the minimum weighted weak Lp Norm as CS reconstruction objective function, which further approximas L0 norm, especially with the lower sampling rate and obtain good results.

Second, this paper describes a frame for dynamic MRI. The ideal image is constructed by two parts: the initial valuation and the residuals. Based on the characteristics of highly relevant between series frames, this paper proposed an initial valuation method searching adjacent frames for highly relevant features, and then we use FOCUSS algorithm to reconstruct the remaining residual. This framework skillfully make full use of the sparse prior information of MR images and the temporal correlation in order to further reduce the amount of data required by effective reconstruction and get a good result. Then to magnify MR images effectively, based on the ideas of super-resolution, we further process the MR images acquired by the last step. By improving the MR resolution, a better diagnosis of diseases can be

obtained.

**Key words:** Magnetic resonance imaging; compressed sensing; Lp norm; Dynamic MRI; ME/MC

厦门大学博硕士论文摘要库

## 目 录

<b>第一章 绪论</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 磁共振成像技术</b> .....	<b>1</b>
1.1.1 磁共振成像简介 .....	1
1.1.2 磁共振成像技术研究现状 .....	2
<b>1.2 压缩理论</b> .....	<b>3</b>
1.2.1 压缩传感理论的提出背景 .....	3
1.2.2 压缩传感理论研究现状 .....	4
<b>1.3 论文主要内容和结构</b> .....	<b>6</b>
<b>第二章 压缩传感理论框架</b> .....	<b>8</b>
<b>2.1 压缩传感理论基本思想</b> .....	<b>8</b>
<b>2.2 信号的稀疏性</b> .....	<b>9</b>
2.2.1 稀疏的概念 .....	9
2.2.2 稀疏表示方法概述 .....	12
<b>2.3 传感矩阵</b> .....	<b>13</b>
<b>2.4 压缩传感重建算法</b> .....	<b>15</b>
2.4.1 贪婪算法 .....	16
2.4.2 最优化方法 .....	20
<b>第三章 最小加权Lp范数重建算法</b> .....	<b>25</b>
<b>3.1 Lp范数</b> .....	<b>25</b>
<b>3.2 加权L1范数</b> .....	<b>26</b>
<b>3.3 基于最小加权Lp范数的MR图像重建</b> .....	<b>28</b>
3.3.1 目标函数 .....	28
3.3.2 传感矩阵 .....	29
3.3.3 Contourlet稀疏变换 .....	30
3.3.4 实验步骤和结果 .....	31
<b>第四章 动态磁共振成像</b> .....	<b>36</b>
<b>4.1 动态MRI</b> .....	<b>36</b>
4.1.1 初值估计方法 .....	37

4. 1. 2 帧间搜索估计方法.....	39
4. 1. 3 残差重建的FOCUSS算法.....	40
4. 1. 4 实验结果和分析 .....	43
<b>4. 2 基于稀疏表示的高分辨率重建 .....</b>	<b>45</b>
4. 2. 1 信号稀疏表示理论.....	46
4. 2. 2 基于稀疏表示的高分辨率重建.....	47
4. 2. 3 字典对的训练.....	52
4. 2. 4 实验结果和分析 .....	54
<b>第五章 总结与展望 .....</b>	<b>58</b>
5. 1 总结 .....	58
5. 2 展望 .....	58
参考文献.....	60
致谢.....	64
附录.....	65

厦门大学博硕士学位论文摘要

## Table of Contents

<b>Chapter 1 Foreward.....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 MRI Technology .....</b>	<b>1</b>
1.1.1 Introduction of MRI.....	1
1.1.2 MRI technology research status.....	2
<b>1.2 Compressed Sensing Theory .....</b>	<b>3</b>
1.2.1 Background of Compressed Sensing theory.....	3
1.2.2 Compressed Sensing theory research status .....	4
<b>1.3 Main work and content arrangements of the thesis .....</b>	<b>6</b>
<b>Chapter 2 Framework of Compressed Sensing .....</b>	<b>8</b>
<b>2.1 Basic of Compressed Sensing theory .....</b>	<b>8</b>
<b>2.2 Sparsity of signal .....</b>	<b>9</b>
2.2.1 Sparse signal .....	9
2.2.2 Summarize of sparse representation methods.....	12
<b>2.3 Sensing matrix.....</b>	<b>13</b>
<b>2.4 Compressed Sensing reconstruction methods .....</b>	<b>15</b>
2.4.1 Greedy algorithm .....	16
2.4.2 Optimization methods .....	20
<b>Chapter 3 Minimization of weighted Lp Norm method .....</b>	<b>25</b>
<b>3.1 Lp norm .....</b>	<b>25</b>
<b>3.2 Weighted L1 Norm.....</b>	<b>26</b>
<b>3.3 Image reconstruction .....</b>	<b>28</b>
3.3.1 Cost Function .....	28
3.3.2 Sensing matrix .....	29
3.3.3 Contourlet transform.....	30
3.3.4 Experiment results .....	31
<b>Chapter 4 Dynamic MRI.....</b>	<b>36</b>
<b>4.1 Dynamic MRI .....</b>	<b>36</b>
4.1.1 Initial estimates .....	37
4.1.2 Adjacent search estimation .....	39
4.1.3 Residual reconstruction using FOCUSS algorithm .....	40
4.1.4 Analysis of experiment results .....	43

<b>4.2 Super-Resolution based on Sparse Representation .....</b>	<b>45</b>
4.2.1 Signal sparse representation.....	46
4.2.2 Super-resolution based on sparse representation .....	47
4.2.3 Training of dictionary pair .....	52
4.2.4 Analysis of experiment results .....	54
<b>Chapter 5 Conclusion and expectation .....</b>	<b>58</b>
<b>5.1 Conclusion .....</b>	<b>58</b>
<b>5.2 Expectation .....</b>	<b>58</b>
<b>References .....</b>	<b>60</b>
<b>Acknowledgements .....</b>	<b>64</b>
<b>Appendix.....</b>	<b>65</b>

厦门大学博硕士学位论文摘要

## 第一章 绪论

### 1.1 磁共振成像技术

#### 1.1.1 磁共振成像简介

磁共振成像(MRI)是利用收集磁共振现象所产生的信号而重建图像的成像技术,因此,也称自旋体层成像、核磁共振 CT。MRI 可以使 CT 显示不出来的病变显影,是医学影像领域中的又一重大发展。它是 80 年代初才应用于临床的影像诊断新技术。与 CT 相比,它具有无放射线损害,无骨性伪影,能多方面、多参数成像,有高度的软组织分辨能力,不需使用对比剂即可显示血管结构等独特的优点。几乎适用于全身各系统的不同疾病,如肿瘤、炎症、创伤、退行性病变以及各种先天性疾病的检查。对颅脑、脊椎和脊髓病的显示优于 CT。它可不用血管造影剂,即显示血管的结构,故对血管、肿块、淋巴结和血管结构之间的相互鉴别,有其独到之处。它还有高于 CT 数倍的软组织分辨能力,敏感地检出组织成份中水含量的变化,因而常比 CT 更有效和更早地发现病变。MRI 能清楚、全面地显示心腔、心肌、心包及心内其它细小结构,是诊断各种心脏病以及心功能检查的可靠方法。

磁共振成像(MRI)由于具有无辐射、多平面成像、扫描参数多、提供病理生理信息多、软组织对比分辨率高等优点,已成为临床医学和科研医学的一种十分重要的检测手段。磁共振成像的不足之处在于成像速度慢,并且在检查过程中,病人自主或不自主的活动可引起运动伪影,影响诊断。

动态 MRI 是一种用于监视成像目标动态过程的 MRI 技术,在心脏、动脉、胃部、肺部等运动器官成像及功能成像(fMRI)等领域得到广泛运用。时空分辨率是动态 MRI 影像的关键技术指标。高的空间分辨率对目标形态的可视化、复杂的活体组织结构的显示等非常重要,而高的时间分辨率则能提供更好的对比统计数据,捕捉目标的动态特性。然而,由于物理和生理方面的限制,当前的动态 MRI 技术难以在时间和空间分辨率上同时达到令人满意的水平,如何在不变现有硬件设备的基础上,获得更高的时空分辨率影像是动态 MRI 急需解决的

一个重要问题，也是一个研究热点问题。

### 1.1.2 磁共振成像技术研究现状

与其它新技术发展一样，磁共振成像技术的发展也经历了漫长的过程。早在 1946 年，美国物理学家 Felix Bloch 和 Edward Purcell 分别独立发现核磁共振现象。50 年代中期，瑞典科学家则在动物组织活细胞中进行了磁共振技术研究。60-70 年代美国科学家已开始用磁共振射频激发技术研究水在各种细胞和组织中弛豫、扩散与化学交换现象等。1973 年美国科学家 Paul.C.Lautebur 在美国著名科学学术杂志 Nature 发表了试管水的磁共振成像所得的第一张影像，同年英国科学家 Peter.Mansfield 也进行了大量的磁共振成像研究工作，1975 年提出了解决磁共振相位编码、频率编码、傅里叶变换等，从而确立了磁共振技术基础。1980 年前后，美英德日等国纷纷投入力量从事 MRI 系统的研制，自 20 世纪 80 年代初 MRI 应用于临床以来，由于其无放射损失、高对比分辨率、能进行多种参数成像等优势，备受重视。然而，数据采集时间较长仍然是磁共振成像技术的最大缺点，缩短成像时间不仅可以提高效率 and 病人的舒适度、较少时间依赖性伪影，还是实现心血管检查、功能信息获取、实时温度检测与介入手术成像等动态成像的关键所在。因此，缩短成像时间一直以来都是 MRI 技术发展的重要目标之一。

上个世纪 90 年代，研究者致力于通过开发高切换率性能优良的梯度磁场与快速扫描序列来提高成像速度。然而，高速切换的梯度线圈制造成本很高，同时会刺激受检者的周围神经与肌肉，还会引起严重的涡流干扰。因此，继续依赖提高梯度切换速度来提高成像速度基本上达到了极限。为了进一步提高成像速度，现在的研究热点是利用信息处理手段，通过分别研究频域 K 空间和时空域图像数据的冗余性，从而减少成像所需的采集数据，达到缩短成像时间的目的。

通过分析频域 K 空间数据的冗余性，来缩短成像时间的研究工作的早期主要包括半傅里叶采集成像、中心截断部分数据成像等。基于阵列线圈的并行磁共振成像(Parallelmagnetieresonanceimaging, pMRI)技术从本质上讲也是利用了多线圈采集数据的冗余性来加速磁共振成像速度，由于其效果显著，成为加决磁共振扫描最具潜力的研究方向之一。pMRI 技术主要是利用多个射频接收线圈同时接收感应信号，利用线圈的敏感度 (Sensitivity)差异来编码空间信息，降低成像所

必需的相位编码步数，从而获得更快的扫描速度。SIEMENS 公司联合哈佛大学附属麻省总医院推出含 128 个单元的线圈阵列，据称已可以达到 25 倍的加速。pMRI 成像技术在最近十年受到研究人员的广泛关注，研究的内容主要包括阵列线圈的设计、敏感分布的估计、图像重建算法与临床应用研究等，发表相关学术论文二百余篇，仅该领域的综述文章也多达十几篇。

通过研究时空域图像数据冗余性，利用动态影像间的相关性，减少重建影像所需的数据量，在保证成像质量的情况下提高成像速度，也即提高影像的时空分辨率。如部分 K 空间方法、钥匙孔方法和 UNFOLD 方法等是利用影像数据间的时空相关性；SMASH 和 SENSE 等并行成像方法利用不同线圈成像数据之间的空间相关性；TSENSE、k-t BLAST/SENSE<sup>[36]</sup>及其改进 SPEAR 等则是综合上述两种相关性，以进一步减少重建所需的数据。上述方法虽然已取得了不错的效果，但没有从根本上突破采样定理的限制，其减少重建所需数据量的能力有限。如利用 K 空间数据的对称性先验信息的部分 K 空间方法，实际采集的数据量一般需要完全 K 空间数据的一半多，即速度提高不到一倍。并行成像技术，虽然能够将成像速度提高 1~8 倍，但每个线圈本身的成像仍然必须受采样定理的约束，这也是并行成像导致图像信噪比降低的原因。

## 1.2 压缩理论

### 1.2.1 压缩传感理论的提出背景

连续信号转化为离散的数字化信号的过程称为采样。传统的对信号采样的方法一般遵循奈奎斯特采样定理：如果信号是带限的，采样率必须至少是信号所出现的最大频率的两倍才能精确重构信号。这个准则奠定了几乎所有的信号采样协议，其应用包括信号在宽带上的传输到医疗图像设备、无线接收设备等。有些信号，例如非自然带限图像，采样率不遵守奈奎斯特采样定理，而是依据所需要的时空分辨率，但是在这种系统中常用低通滤波器在采样前限制信号，因此奈奎斯特仍然起着隐含的作用。

奈奎斯特定理一直是数字信号和图像处理领域的重要理论基础，它支撑着包括信号的采样、存储、处理、传输等整个过程。然而随着人们对信号处理的时间速度和空间存储的要求越来越高，该定理的不足日益显现。例如数码相机和摄像

机中，首先遵照奈奎斯特采样定理采集数据，由于数据太多，首先由相机内置的压缩软件将其压缩转换为最常见的 JPEG 格式，压缩倍数可以是 20-80 倍。也就是说先采集数据，再将大部分数据扔掉，只保留其中的 20% 甚至更少。那么是否可以在最初的时候就仅仅采集那 20% 呢？对于家用数码相机来说，这个想法似乎不是那么必要，因为相机采集压缩的速度非常快。但是对于其它应用，比如核磁共振成像，这个问题的解决可以带来巨大的改进，病人将不再需要静止不动的躺在床上几个小时接受磁共振数据采集，MRI 技术的使用将会同 CT 一样快捷简便。

既然传统的基于奈奎斯特采样定理的采样方法开始遭遇瓶颈，那么有没有另外一种新的采样方法，用远低于奈奎斯特采样定理要求的速率采样信号，同时又完全可以完全恢复信号？

近两年国内外出现的一个新的研究热点——Compressive Sensing 理论证明了上述猜想是可以实现的。压缩传感理论认为如果信号是稀疏的或者在某个变换域是稀疏的，那么就可以用一个与变换基不相关的观测矩阵将变换所得高维信号投影到一个低维空间，构造目标函数，然后用优化的方法求解该目标函数，就可以从这些少量的投影中以高概率重构出原信号。

传统的压缩系统和压缩传感系统的过程如图 1.1、图 1.2。

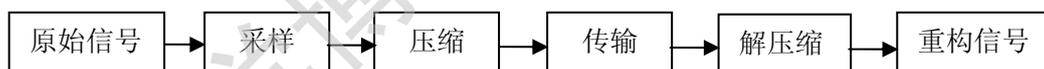


图 1.1 传统的压缩系统



图 1.2 压缩传感系统

### 1.2.2 压缩传感理论研究现状

压缩传感理论首先由美国科学院院士 D. Donoho、E. Candes 及华裔科学家 T. Tao 等人在 2004 年提出，成为应用数学与信号处理领域中一个非常新的研究方向，自从 2006 年有正式论文发表之后，迅速引起国内外相关领域研究者的高

Degree papers are in the "[Xiamen University Electronic Theses and Dissertations Database](#)". Full texts 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](mailto:etd@xmu.edu.cn) for delivery details.

厦门大学博硕士论文摘要库