

学校编码: 10384

分类号 \_\_\_\_\_ 密级 \_\_\_\_\_

学号: 33120131152832

UDC \_\_\_\_\_

厦 门 大 学

硕 士 学 位 论 文

时空编码多层超快速磁共振成像方法研究

Study on Spatiotemporally Encoded Multi-slice Ultrafast  
Magnetic Resonance Imaging

张 婷

指导教师姓名: 蔡淑惠 教授

专业名称: 物理电子学

论文提交日期: 2016 年 05 月

论文答辩时间: 2016 年 06 月

学位授予日期: 2016 年 06 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

厦门大学博硕士学位论文摘要库

# 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。)

厦门大学博硕士学位论文摘要库

# 目 录

中文摘要.....	I
英文摘要.....	II
第一章 绪论 .....	1
1.1 磁共振成像简介 .....	1
1.1.1 磁共振成像发展简史.....	1
1.1.2 磁共振成像基本原理.....	2
1.2 单扫描磁共振成像 .....	3
1.2.1 单扫描回波平面成像.....	3
1.2.2 单扫描时空编码成像.....	4
1.3 多层快速磁共振成像 .....	4
1.4 论文主要内容与结构 .....	5
第二章 时空编码单扫描磁共振成像基本原理及应用 .....	9
2.1 Chirp 脉冲的特点 .....	9
2.2 时空编码的基本原理 .....	11
2.2.1 基于 $90^\circ$ Chirp 脉冲的时空编码.....	11
2.2.2 基于 $180^\circ$ Chirp 脉冲的时空编码.....	13
2.3 时空编码单扫描磁共振成像的特点 .....	14
2.3.1 时空编码单扫描磁共振成像的信号特点.....	14
2.3.2 编解码梯度的关系.....	15
2.3.3 时空编码抗不均匀磁场及化学位移伪影特性.....	17
2.4 时空编码在生物医学领域的应用 .....	17
2.4.1 时空编码在动态磁共振成像中的应用.....	17
2.4.2 时空编码在扩散加权磁共振成像中的应用.....	18
2.4.3 时空编码在功能磁共振成像中的应用.....	19
2.4.4 时空编码在温度磁共振成像中的应用.....	21
2.5 本章小结 .....	21
第三章 时空编码单扫描磁共振成像的超分辨重建方法.....	24
3.1 超分辨重建原理与点扩散函数 .....	24

3.1.1 超分辨重建的基本原理.....	24
3.1.2 点扩散函数.....	25
3.1.3 传统傅里叶编码的点扩散函数.....	26
3.1.4 时空编码的点扩散函数.....	27
<b>3.2 超分辨重建算法 .....</b>	<b>28</b>
3.2.1 基于奇异值分解的共轭梯度算法.....	28
3.2.2 部分傅里叶变换重建算法.....	29
3.2.3 去卷积重建算法.....	30
3.2.4 超分辨增强与边缘去伪影重建.....	32
<b>第四章 基于时空编码的多层磁共振成像新方法 .....</b>	<b>37</b>
<b>4.1 研究背景 .....</b>	<b>37</b>
<b>4.2 基于分段时空编码的多层磁共振成像基本原理 .....</b>	<b>37</b>
<b>4.3 实验.....</b>	<b>41</b>
4.3.1 方法与材料.....	41
4.3.2 水模实验.....	42
4.3.3 柠檬实验.....	45
4.3.4 活体大鼠鼠脑实验.....	47
<b>4.4 结果与讨论 .....</b>	<b>48</b>
4.4.1 实验结果.....	48
4.4.2 讨论.....	49
<b>4.5 基于同步回波重聚的多层磁共振成像 .....</b>	<b>50</b>
4.5.1 同步回波重聚 EPI.....	50
4.5.2 同步回波重聚时空编码成像.....	52
<b>4.6 本章小结 .....</b>	<b>54</b>
<b>第五章 总结与展望 .....</b>	<b>56</b>
5.1 全文总结 .....	56
5.2 展望.....	57
<b>论文发表情况 .....</b>	<b>58</b>
<b>致谢.....</b>	<b>59</b>

# CONTENTS

<b>Chinese Abstract .....</b>	<b>I</b>
<b>English Abstract.....</b>	<b>II</b>
<b>Chapter 1 Preface .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Brief introduction of MRI .....</b>	<b>1</b>
1.1.1 History of MRI.....	1
1.1.2 Basic principles of MRI.....	2
<b>1.2 Single-shot MRI .....</b>	<b>3</b>
1.2.1 Single-shot EPI .....	3
1.2.2 Single-shot spatiotemporally encoding (SPEN) MRI.....	4
<b>1.3 Multi-slice fast MRI.....</b>	<b>4</b>
<b>1.4 Content and structure of this thesis.....</b>	<b>5</b>
<b>Chapter 2 Principle and application of single-shot SPEN MRI.....</b>	<b>9</b>
<b>2.1 Characteristics of chirp pulse .....</b>	<b>9</b>
<b>2.2 Principle of SPEN MRI .....</b>	<b>11</b>
2.2.1 Principle of SPEN with 90 ° chirp pulse.....	11
2.2.2 Principle of SPEN with 180 ° chirp pulse.....	13
<b>2.3 Characteristics of SPEN MRI.....</b>	<b>14</b>
2.3.1 Characteristics of SPEN signals.....	14
2.3.2 Relationship between encoding and decoding gradients .....	15
2.3.3 Resistance to effects of inhomogeneous magnetic field and chemical shift .....	17
<b>2.4 Biomedicine applications of SPEN MRI .....</b>	<b>17</b>
2.4.1 Application in dynamic MRI .....	17
2.4.2 Application in diffusion weighted MRI .....	18
2.4.3 Application in functional MRI .....	19
2.4.4 Application in MRI thermometry.....	21
<b>2.5 Conclusions.....</b>	<b>21</b>
<b>Chapter 3 Super-resolved reconstruction of SPEN MRI .....</b>	<b>24</b>
<b>3.1 Principle of super-resolved reconstruction and point spread function...24</b>	<b>24</b>



3.1.1 Principle of super-resolved reconstruction .....	24
3.1.2 Point spread function .....	25
3.1.3 Point spread function of traditional Fourier encoded MRI.....	26
3.1.4 Point spread function of SPEN MRI.....	27
<b>3.2 Algorithms of super-resolved reconstruction .....</b>	<b>28</b>
3.2.1 Conjugate Gradient algorithm by singular value decomposition .....	28
3.2.2 Partial Fourier reconstruction algorithm.....	29
3.2.3 Deconvolution algorithm .....	30
3.2.4 Super-resolved enhancing and edge deghosting algorithm.....	32
<b>Chapter 4 New SPEN approach for multi-slice MRI.....</b>	<b>37</b>
<b>4.1 Research background .....</b>	<b>37</b>
<b>4.2 Principle of segmented SPEN multi-slice MRI .....</b>	<b>37</b>
<b>4.3 Experiments.....</b>	<b>41</b>
4.3.1 Methods and materials .....	41
4.3.2 Phantom experiments.....	42
4.3.3 Lemon experiments.....	45
4.3.4 In vivo rat brain experiments .....	47
<b>4.4 Results and discussion .....</b>	<b>48</b>
4.4.1 Results.....	48
4.4.2 Discussion .....	49
<b>4.5 Multi-slice MRI with simultaneous echo refocusing.....</b>	<b>50</b>
4.5.1 Simultaneous echo refocusing EPI .....	50
4.5.2 Simultaneous echo refocusing SPEN MRI.....	52
<b>4.6 Conclusion .....</b>	<b>54</b>
<b>Chapter 5 Summary and prospect .....</b>	<b>56</b>
<b>5.1 Summary.....</b>	<b>56</b>
<b>5.2 Prospect.....</b>	<b>57</b>
<b>Publications .....</b>	<b>58</b>
<b>Acknowledgements.....</b>	<b>59</b>

作者姓名：张 婷

论文题目：时空编码多层超快速磁共振成像方法研究

作者简介：张 婷，女，1990 年 12 月出生，2013 年 9 月师从厦门大学蔡淑惠教授，于 年 月获硕士学位

## 中 文 摘 要

单扫描磁共振成像技术凭借其良好的时间分辨率，近年来在扩散成像、实时动态三维成像、功能成像等生物医学领域得到广泛应用。在单扫描磁共振成像方法中，回波平面成像（EPI）是最常用的一种方法，但其在高场条件下，对磁场不均匀及化学位移效应十分敏感。基于时空编码的单扫描磁共振成像新方法对不均匀磁场及化学位移伪影有很好的鲁棒性，并延续了 EPI 良好的时间分辨率。尽管具有这一优势，但时空编码方法使用的线性扫频脉冲（Chirp 脉冲）特定吸收率（SAR）较大，在多层成像中，过大的 SAR 值将限制其临床应用。为了减少 SAR 值，2013 年 Frydman 小组提出了一种全新的基于全局时空编码的多层磁共振成像方法。虽然该方法有效降低了 SAR 值，然而却带来由于  $T_1$  弛豫效应造成的时空编码信号衰减。信号的衰减会导致图像信噪比下降，同时限制其在实际应用中的扫描层数。本论文的主要创新工作如下：

一、提出了一种基于分段时空编码的多层快速磁共振成像方法，有效降低了 SAR 值，缓解了由  $T_1$  弛豫效应造成的信号衰减，从而大大增加了扫描层数。

二、针对成像层数较少的情况，以同步回波重聚 EPI 为基础提出同步回波重聚时空编码成像方法，该方法通过多层激发后同时时空编码的模式，在有效降低 SAR 值的同时，保持了时空编码特有的抵抗不均匀磁场和化学位移效应的特性。

**关键词：**磁共振成像；时空编码；分段激发；同步回波重聚

厦门大学博硕士学位论文摘要库

# Study on Spatiotemporally Encoded Multi-slice Ultrafast Magnetic Resonance Imaging

Ting Zhang

## ABSTRACT

In recent years, single-shot magnetic resonance imaging (MRI) has been widely used in biomedicine, such as diffusion imaging, functional imaging, and real-time three-dimensional imaging, owing to its excellent temporal resolution. Among single-shot MRI approaches echo-planar imaging (EPI) stands out most. However, EPI still faces several limitations, particularly as a result of field inhomogeneity and of chemical shift effects that can become severe in high fields. A novel single-shot MRI method was proposed based on spatiotemporal encoding, which provides a way to effectively alleviate the effects of field inhomogeneity and chemical shift while retaining high temporal-resolution character. The usage of chirp pulse increases the specific absorption rate (SAR) in imaging. This is not a prominent problem for single-slice spatiotemporally encoded (SPEN) MRI. However, for multi-slice SPEN MRI realized by the repetition of single-slice SPEN MRI, the SAR problem is exacerbated, which greatly limits its value in clinical application. To relieve the SAR limitation, a novel multi-slice SPEN method was proposed by Frydman and coauthors in 2013. The drawback of this method is the signal loss induced by  $T_1$  relaxation effect. This signal attenuation would decrease the signal-to-noise (SNR) and put a limitation on its affordable slice number. The main work of this thesis is listed below.

1. A SPEN MRI method with slice-selective dimension segmented was designed for multi-slice MRI to lower the SAR and slow down the signal loss caused by  $T_1$  relaxation so that more slices can be scanned.

2. To image several slices in one scan, simultaneous echo refocusing was used in spatiotemporal encoding. With several slices spatiotemporally encoded simultaneously, simultaneous echo refocusing SPEN MRI lowers the SAR and holds the robustness to field inhomogeneity and chemical shift effects.

**Keywords:** MRI; spatiotemporal encoding; segmented excitation; simultaneous echo refocusing

厦门大学博硕士学位论文摘要库

# 第一章 绪论

## 1.1 磁共振成像简介

磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 是上世纪 80 年代发展起来的一种全新的医疗影像诊断技术, 它利用人体内的氢质子在外加恒定磁场中产生的共振信号来检测人体组织结构, 其成像机理与超声成像、X 射线成像完全不同, 不仅可以呈现清晰地组织结构图, 并可以生成不同对比度的组织图像, 以方便医生进行疾病的诊断。

### 1.1.1 磁共振成像发展简史

1946 年, 美国哈佛大学的 Purcell 研究小组及斯坦福大学的 Bloch 的研究小组各自独立地发现了磁共振现象, 他们发现具有奇数个质子或中子的原子核在磁场中, 若施加特定频率的射频场, 将会发生原子核吸收射频场能量的现象, 这是人们对磁共振现象最初的认识, 而两人也因此共同获得了 1952 年的诺贝尔物理学奖。

1966 年, 瑞士物理化学家 Ernst 研制出了脉冲傅利叶变换核磁共振谱仪 (FTNMR)。

1971 年, 美国纽约州立大学的 Damadian 首次提出将磁共振技术应用于医疗诊断, 并利用磁共振波谱仪对小鼠进行实验, 发现癌变组织的  $T_1$ ,  $T_2$  弛豫时间比正常组织长, 这一结果发表在 1971 的《科学》杂志上<sup>[1]</sup>。

1973 年, 美国纽约州立大学的 Lauterbur 等人在主磁场内附加一个不均匀的磁场, 即引进梯度磁场, 并逐点诱发核磁共振无线电波, 然后对这些一维投影值进行组合, 从而实现空间定位, 并获取了两个充满水的试管的两维磁共振图像, 该小组于 1974 年获得了活体老鼠的磁共振图像<sup>[2]</sup>。

1975 年, 瑞士物理化学家 Ernst 等人改进了 Lauterbur 等人提出的定位方法, 首次提出了频率编码和相位编码的概念, 并通过两维傅里叶变换进行信号重建, 快速获得了两维磁共振图像, 这一发现奠定了现代 MRI 的基础。而 Ernst 也凭借

该项发明，于 1991 年获得了诺贝尔化学奖<sup>[3]</sup>。

1977 年，英国物理学家 Mansfield 进一步验证和改进了 Lauterbur 的方法，并发现梯度的快速变化可以更快的绘制成像物体的内部结构图，即只需一次激发，连续施加正负切换的读出梯度以填充 k 空间，该技术称之为平面回波成像 (Echo Planar Imaging, EPI)<sup>[4]</sup>。2003 年，Lauterbur 和 Mansfield 共享了当年的诺贝尔生物学奖。

1978~1980 年，英国诺丁汉大学和阿伯丁大学的物理学家们，在研制核磁共振图像系统方面取得较大进展。1978 年 5 月，他们取得了第一幅人体头部的核磁共振图像，1980 年下半年取得了第一幅胸腹部图像。到 1982 年底，世界上已有许多医院和科研单位，把这种成像技术应用到临床诊断和其它医学领域的研究中去。

### 1.1.2 磁共振成像基本原理

任何质子、中子或两者均为奇数的原子核比如  $^1\text{H}$ 、 $^{13}\text{C}$ 、 $^{31}\text{P}$  等，由于其原子核内总存在一个未配对的质子，所以一定存在磁偶极矩。那么上述每一个都可以用来进行磁共振成像，然而我们却选择了氢质子进行磁共振成像，主要是基于其丰富性，人体大约 60% 都是水。

自然状态下，每个氢质子都有自己的一个小磁场，同时绕自己的轴进行旋转，具有这样一个磁偶极矩。磁偶极矩的轴以随机方式排列，彼此之间相互抵消。如果我们将所有偶极力矩进行叠加，静磁场将为零。此时我们施加一个均匀、稳定的静磁场，原本随机排列的氢质子将沿静磁场方向进行排列。在施加静磁场  $B_0$  的瞬间，立刻有一半的自旋与磁场方向一致进行排列，而有一半的自旋则沿相反方向排列。经过一段时间，更多的质子沿磁场方向排列，产生净磁化矢量，并以拉莫频率沿磁场方向进动。所有的单个自旋都在进动，但他们都处于彼此相反的相位。这样，我们将其叠加在一起，就会在纵向 (z 轴方向) 产生一个很大的分量，但是在水平面 (x-y 平面) 内他们全部相互抵消，从而没有残余任何分量，这样净磁化矢量并不发生进动<sup>[5]</sup>。

我们沿 x 轴垂直于  $B_0$  方向，发射一个射频脉冲。所有质子在受到任何类型

的磁场影响时，均会绕磁场的轴发生进动，进动频率由拉莫方程决定。沿  $x$  轴施加的射频脉冲会产生磁场分量  $B_1$ ，若射频脉冲频率与质子进动频率相同，那么发生共振，射频脉冲将能量传递给质子，那么原来绕  $z$  轴进动的质子，将开始绕  $x$  轴进动。质子既绕  $B_0$  场 ( $z$  轴) 进动，又绕  $B_1$  场 ( $x$  轴) 进动，这将导致净磁化矢量发生由  $z$  轴到  $x$ - $y$  平面的螺旋运动。

当射频脉冲作用结束时，净磁化矢量由于螺旋运动将产生横向磁化矢量分量，而净磁化矢量与  $z$  轴的夹角我们称之为翻转角。之后，横向磁化矢量在原静磁场作用下，将由  $x$ - $y$  平面逐渐恢复到  $z$  轴，同时以射频信号的形式放出能量，其质子自旋的相位一致性亦逐渐消失，并恢复到原来的状态。这些被释放出并进行了空间编码的射频信号被线圈接收，经过重建处理即可得到磁共振图像。

## 1.2 单扫描磁共振成像

### 1.2.1 单扫描回波平面成像

EPI 方法是目前应用最广泛的快速成像技术，它在 1977 年由英国物理学家 Mansfield 首次提出<sup>[4]</sup>，已经成为急性脑血管意外成像的重要手段<sup>[6]</sup>。EPI 采用一系列震荡的频率编码梯度，在射频脉冲激发后往返移动，从而对  $k$  空间进行填充。EPI 可以在几十毫秒内完成一个层面的扫描，这使得成像结果几乎不会存在任何的运动伪影。EPI 技术由于良好的时间分辨率，广泛应用于扩散成像、扩散张量成像及灌注成像等生物医学领域<sup>[7-9]</sup>。

然而，EPI 多次的正负梯度切换，会造成相位错误，从而产生伪影<sup>[10]</sup>。该伪影仅出现在相位维上，它不是由于运动产生，而是由于涡流、不理想的梯度、磁场的均匀性或者奇偶回波时间不匹配等原因造成<sup>[11]</sup>。其中涡流及不理想梯度可以通过调整梯度形状及梯度切换的频率来消除，而奇偶回波时间问题也可以通过回波校正来尽量降低。但是磁场不均匀造成的图像扭曲以及化学位移伪影则很难消除，针对这一缺点则需要开发新的单扫描序列以尽量解决或者减缓<sup>[12, 13]</sup>。



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](mailto:etd@xmu.edu.cn) for delivery details.