

学校编号: 10384

分类号 \_\_\_\_\_ 密级 \_\_\_\_\_

学号: 19820081153048

UDC \_\_\_\_\_

厦 门 大 学

硕 士 学 位 论 文

单板核磁共振辐射阻尼增强系统的设计

Design of Single-Board Radiation Damping-Enhanced  
System in Nuclear Magnetic Resonance

马新星

指导教师姓名: 蔡淑惠 教授

孙惠军 高级工程师

专 业 名 称: 电磁场与微波技术

论文提交日期: 2011 年 月

论文答辩时间: 2011 年 月

学位授予日期: 2011 年 月

答辩委员会主席: \_\_\_\_\_

评 阅 人: \_\_\_\_\_

2011 年 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

## 摘要

核磁共振(Nuclear Magnetic Resonance, NMR)是从分子水平上研究物理、化学和生物体系的结构和动力学性质的强有力的工具,广泛应用于科研、教育、生产、卫生及人类生活的其它领域。随着社会的进步, NMR 发挥着越来越重要的作用。

磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)是 NMR 的重要应用。在现代医学中, MRI 是最重要的非侵入性临床诊断手段之一。如何增强对比度是 MRI 技术发展的一个重要问题。研究发现, 辐射阻尼(Radiation Damping, RD)场可利用来放大 MRI 成像中样品的细微差别, 提高对比度。然而, 对于大多数的成像仪, 由于射频接收线圈的灵敏度和品质因子不够高且静磁场强度不够强, 无法产生足够强的 RD 场。要提高 RD 场, 可考虑在仪器系统中引入正反馈增强系统。实验证明, 正反馈增强系统能够有效增强 RD 场, 使组织间的细微差异能够明显区分, 从而提高成像对比度。

本文根据核磁共振中的辐射阻尼原理, 在分析辐射阻尼增强信号传输特性的基础上, 采用 ADS 软件对辐射阻尼增强系统的信号通道进行了设计和仿真分析, 以 FPGA 芯片为核心进行了系统控制模块的设计, 并在仿真系统上实现了控制功能的验证。结果表明, 本文所设计的辐射阻尼增强系统具有良好的信噪比和延时特性, 且扩展性强, 能够对增益及相位进行准确灵活的控制, 为建立灵活可控的核磁共振辐射阻尼增强系统奠定了基础。

**关键词:** 核磁共振; 辐射阻尼; 增强

## Abstract

Nuclear magnetic resonance (NMR) is a powerful tool for studying structures and dynamics of various physical, chemical and biological systems at molecular level. It is widely used in scientific research, education, manufacture, health and other areas of human life, and plays a more and more important role.

Magnetic resonance imaging (MRI) is an important application of NMR. It is one of the most important noninvasive methods in modern clinical diagnosis. Contrast improvement is a critical issue in the development of MRI techniques. The presence of radiation damping (RD) field has been shown to be able to amplify small variations in the sample and improve the contrast in MRI. For most MR scanners, neither the sensitivity and quality factor of the radio-frequency (RF) receiver coil is high enough nor is the strength of static field strong enough to induce a strong RD field. One way to enhance the RD field is incorporating an active feedback enhanced system. It has been shown that the utilization of such a system can clearly distinguish nuances between the tissues, thereby improving the image contrast.

Based on the RD theory and the analysis of the transmission characteristics of RD enhanced signals, the signal path of the RD enhanced system was designed and simulated using the Advanced Design System (ADS) software developed by Ansoft corporation. The system control module was developed with FPGA as a core chip, and its control function was verified on the simulation system. The results show that the system has good signal-to-noise ratio, favorable delay characteristic as well as strong expansibility. The gain and phase can be accurately controlled, which affords the base for establishing a flexible-control NMR RD enhanced system.

**Keywords:** NMR; Radiation damping; Enhancement effect

# 目 录

中文摘要 .....	I
英文摘要.....	II
<b>第一章 绪论 .....</b>	<b>1</b>
1.1 引言.....	1
1.2 核磁共振辐射阻尼原理 .....	2
1.3 辐射阻尼控制的历史与发展 .....	4
1.4 论文研究主要内容 .....	5
<b>第二章 核磁共振增强系统设计方案 .....</b>	<b>7</b>
2.1 核磁共振辐射阻尼正反馈增强原理 .....	7
2.2 整体系统.....	10
2.3 信号反馈子系统 .....	12
2.4 数字控制子系统 .....	12
<b>第三章 信号反馈子系统的设计 .....</b>	<b>14</b>
3.1 低噪声放大器的设计 .....	14
3.1.1 低噪声放大器的设计原理.....	14
3.1.2 设计目标和设计方案.....	15
3.1.3 直流工作点扫描和偏置电流.....	18
3.1.4 稳定性设计.....	20
3.1.5 整体优化设计.....	23
3.2 带宽可调滤波器的设计 .....	25
3.2.1 滤波器简介.....	25
3.2.2 低通滤波器的技术指标.....	26
3.2.3 方案选择.....	27
3.2.4 滤波器设计.....	27
3.3 数字移相器的设计 .....	30

3.3.1 移相器简介.....	30
3.3.2 数字移相器的性能指标.....	31
3.3.3 PIN 二极管理论.....	32
3.3.4 常见数字移相器.....	36
3.3.5 移相器的级联.....	45
3.3.6 电路设计与仿真.....	45
3.3.7 驱动电路的设计.....	47
<b>第四章 数字控制子系统及相关模块.....</b>	<b>50</b>
<b>4.1 FPGA 设计研发环境.....</b>	<b>50</b>
4.1.1 FPGA 设计流程.....	50
4.1.2 FPGA 开发工具.....	51
4.1.3 硬件描述语言 Verilog HDL.....	52
<b>4.2 数字控制子系统的设计.....</b>	<b>53</b>
4.2.1 FPGA 子系统设计.....	53
4.2.2 键盘子系统设计.....	57
<b>4.3 系统显示设计.....</b>	<b>57</b>
<b>4.4 系统软件设计.....</b>	<b>57</b>
<b>第五章 全文总结与展望.....</b>	<b>59</b>
5.1 全文总结.....	59
5.2 展望.....	59
<b>参 考 文 献.....</b>	<b>61</b>
<b>攻读硕士学位期间科研成果.....</b>	<b>65</b>
<b>致谢.....</b>	<b>66</b>

# CONTENTS

<b>Abstract in Chinese</b> .....	<b>I</b>
<b>Abstract in English</b> .....	<b>II</b>
<b>Chapter 1 Introduction</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 Introduction</b> .....	<b>1</b>
<b>1.2 Principles of NMR radiation damping</b> .....	<b>2</b>
<b>1.3 History and development of RD control</b> .....	<b>4</b>
<b>1.4 Main content of the paper</b> .....	<b>5</b>
<b>Chapter 2 Implementation of the NMR enhanced system</b> .....	<b>7</b>
<b>2.1 Theory of RD active enhanced in NMR</b> .....	<b>7</b>
<b>2.2 Overall system</b> .....	<b>10</b>
<b>2.3 Signal feedback subsystem</b> .....	<b>12</b>
<b>2.4 Digital control subsystem</b> .....	<b>12</b>
<b>Chapter 3 Design of Signal feedback subsystem</b> .....	<b>14</b>
<b>3.1 Design of Low noise amplifier</b> .....	<b>14</b>
3.1.1 Design principles of LNA.....	14
3.1.2 Design goals.....	15
3.1.3 DC operating point scan and bias current .....	18
3.1.4 Design of stability .....	20
3.1.5 Design of optimization .....	23
<b>3.2 Design of adjustable bandwidth filter</b> .....	<b>25</b>
3.2.1 Filter description .....	25
3.2.2 Low-pass filter specifications .....	26
3.2.3 Program selection.....	27
3.2.4 Design of filter .....	27
<b>3.3 Design of digital phase shifter</b> .....	<b>30</b>

3.3.1 Phase shifter description .....	30
3.3.2 Phase shifter specifications .....	31
3.3.3 Theory of PIN diode .....	32
3.3.4 Common digital phase shifter .....	36
3.3.5 Cascade phase shifter .....	45
3.3.6 Design and simulation of phase shifter .....	45
3.3.7 Design of drive circuit .....	47
<b>Chapter 4 Digital control subsystem and related modules .....</b>	<b>50</b>
<b>4.1 FPGA research and development environment.....</b>	<b>50</b>
4.4.1 FPGA design flow .....	50
4.4.1 FPGA development tools .....	51
4.4.1 Verilog HDL.....	52
<b>4.2 Digital control subsystem .....</b>	<b>53</b>
4.2.1 Design of FPGA subsystem .....	53
4.2.2 Design of keyboard .....	57
<b>4.3 Design of system display .....</b>	<b>57</b>
<b>4.4 Design of system software.....</b>	<b>57</b>
<b>Chapter 5 Full-paper summary and expectation.....</b>	<b>59</b>
<b>5.1 Full-paper summary .....</b>	<b>59</b>
<b>5.2 Expectation .....</b>	<b>59</b>
<b>References .....</b>	<b>61</b>
<b>Publications .....</b>	<b>65</b>
<b>Acknowledgements .....</b>	<b>66</b>

## 第一章 绪论

### 1.1 引言

核磁共振是指磁距不为零的原子核，在外磁场作用下自旋能级发生塞曼分裂，共振吸收某一定频率的射频辐射的物理过程，1946年，由伯赛尔(E.M. Purcell)和布洛赫(F. Bloch)所领导的两个实验小组几乎在相同的时间内用不同的实验方法所证实，并且对核磁共振的基本原理进行了阐述，因而产生了核磁共振这一新兴学科。核磁共振的发现具有十分重要的意义，不仅为量子力学的基本原理提供了直接的验证，而且为多个学科领域的研究发展提供了一种必不可少的测量和分析手段<sup>[1]</sup>。

核磁共振技术主要有两个学科分支：核磁共振波谱(Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy)和磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging，简称MRI)。核磁共振波谱技术是基于化学位移理论发展起来的，主要用于测定物质的分子结构和化学成分。核磁共振成像技术诞生于1973年，它是利用射频脉冲与磁场使氢质子运动产生信号，通过数据处理而成像的，它属于无损测量技术，可以用来得到物质的内部结构图像<sup>[2]</sup>。由于核磁共振能够获得丰富的信息，因此它广泛应用于生命科学、分析化学、材料检测、水资源探查和石油勘探等领域。

核磁共振成像技术在生命科学方面的应用近年来发展最为迅速，已经成为当前核磁共振技术研究领域的热点。核磁共振成像技术在生命科学中的应用主要体现在生物技术和医学中<sup>[3]</sup>。

核磁共振成像技术作为一种对人体无创、无电离辐射的诊断工具，不仅能够做结构成像，还适合做功能性成像，因而使它与X射线、超声成像、CT等一起，成为当今几大最常用的医学成像技术。但是，核磁共振成像的一个重要不足是不能给出足够的信息说明正常组织与病理组织之间细胞代谢的区别。传统成像中利用磁共振性质的差异性来获得成像对比度，然而当这些性质的差异性很细微时，即使经过时间演化，还是难以得到可视的对比度。而本课题主要是通过利用辐射阻尼场能够很好的区别组织间细微的差异，进而使得生物组织中正常与非正常的部分能够清楚地被诊断出，以达到提高成像对比度并进一步设计新的磁共振成像

方式。

## 1.2 核磁共振辐射阻尼原理

核磁共振实验就是通过检测射频线圈中的感生电动势  $EMF$  来得到信号的，而电磁场则是由横向磁化矢量绕磁场旋进产生的，并且这一横向磁化矢量是与静磁场相垂直的。实质上，核磁共振信号产生的过程也就是电磁感应过程，因此在电磁感应中发生的各种效应同样也可能在核磁共振实验中产生。

在辐射阻尼研究早期，印度物理学家 **Suryan** 就曾经预言了辐射阻尼效应。**Suryan** 的工作引起了 **Bloembergen** 的重视，他和 **Pound** 深入的分析了辐射阻尼的物理机制。**NMR** 实验实际上可以看做是一对线圈的耦合：一个是真实存在的射频线圈，另一个是磁化矢量的旋进。线圈耦合的结果是，一方面旋进着的磁化矢量在射频线圈中感应产生了自由感应衰减(**FID**)电流，记录下来便成为时域的 **NMR** 信号；在另一方面，射频线圈中的 **FID** 电流又反馈到旋进着的磁化矢量本身，其结果是阻尼了磁化矢量的旋进，从而导致了衰减。这种阻尼可与量子跃迁中的协同式的相干自发辐射或超辐射<sup>[4-6]</sup>相联系，因此就称为辐射阻尼。由于辐射阻尼可看成是线圈耦合所产生的结果，**Bloembergen** 引入 **Maxwell** 方程对此进行定量描述。之后，**Szoeke** 和 **Meiboom** 同样也做了相类似的实验，很好地说明了当 **NMR** 的检测线圈调谐得好时，自由感应衰减信号(**Free Induction Decay**, 简称 **FID**)衰减得快，而当线圈失谐时，**FID** 衰减得慢，有力地证明了辐射阻尼效应强度的变化与线圈 **Q** 值有很大的关系。

根据楞次效应可知，闭合回路中的感生电流在回路中产生的磁通量总是去抵消掉外界产生感生电流的磁通量的变化。辐射阻尼现象曾经由楞次定律解释其原理<sup>[7]</sup>。在核磁共振试验中，磁化矢量的旋进就是外界在闭合回路中产生出的感生电流的磁通量变化，其强度由于受到自身在闭合回路中感生出来的电流的磁场的影 响而衰弱，最终导致旋进着的磁化矢量恢复到平衡状态，且磁通量最终变为零。这就是辐射阻尼，即磁化矢量被自身的感生电流的磁场驱回到平衡态的过程。但是由于磁化矢量的旋进是由静磁场  $B_0$  所驱动的，而磁化矢量自身感生出来的辐射阻尼场是与静磁场垂直的，所以磁化矢量的方向与辐射阻尼场的方向并不是相反的。因此楞次定律不能完全分析出辐射阻尼效应，最多只能定性的解释辐射阻尼效应产生的原因。

辐射阻尼效应也能够从磁化矢量与射频脉冲的关系方面来更好的理解。假设射频场的方向确定在 OZ 轴，射频线圈发射的射频脉冲的作用就是使得磁化矢量在 YZ 平面上章动，扫过的角度就叫做脉冲偏转角。同理，只要线圈中有交变电流通过，磁化矢量就能够被驱动。而磁化矢量自身也会在线圈中产生感生电流，只要当该交变电流足够强时，磁化矢量自身也会受到该电流的驱动，驱动方向与磁化矢量的初始极角有关。不论初始极角如何，在辐射阻尼效应的驱动下，磁化矢量会朝着 OZ 方向返回而达到平衡态。其中磁化矢量自身感生出来的电流的磁场就被称为辐射阻尼场，也就是 FID 电流产生的磁场。因此辐射阻尼看上去很像是一个与射频脉冲作用相反的过程。

图 1.1 所示为这种对比。在图 1.1(a)中，射频脉冲将磁化矢量转向 YZ 平面。当射频脉冲消失后，磁化矢量将沿着弛豫途径和辐射阻尼途径中的任意一种或同时两种途径恢复到平衡态，如图 1.1(b)所示。从图中可以看出，由磁化强度做为半径定义了一个 Bloch 圆球，弛豫是通过圆球内部回到基态，并且其磁化强度也同时发生变化；而辐射阻尼是通过圆球的表面恢复到平衡态，如同射频脉冲一样，辐射阻尼始终不离开圆球的表面且磁化强度保持不变。但是两者之间有一个区别就是：由射频脉冲产生的章动作用在 Bloch 圆球上是匀速运动，而辐射阻尼则是一个变速圆周运动。

由于辐射阻尼场的强度与感生电流的强度是呈正比的关系，并且感生电流的强度又与横向磁化矢量的大小有关，所以当横向磁化矢量最小且磁化矢量指向 OZ 负方向时，由于横向磁化矢量不存在，所以磁化矢量将沿着弛豫途径从 OZ 负方向指向 OZ 正方向恢复到基态，而与辐射阻尼无关；而当横向磁化矢量最大时，磁化矢量将沿着“经线”快速的恢复到平衡态。但是由于完全的自旋反转是难以获得，当弛豫可以忽略时，只要横向分量的强度达到  $M_0$  的  $1/10^{20}$ ，就会诱发出强的辐射阻尼效应。

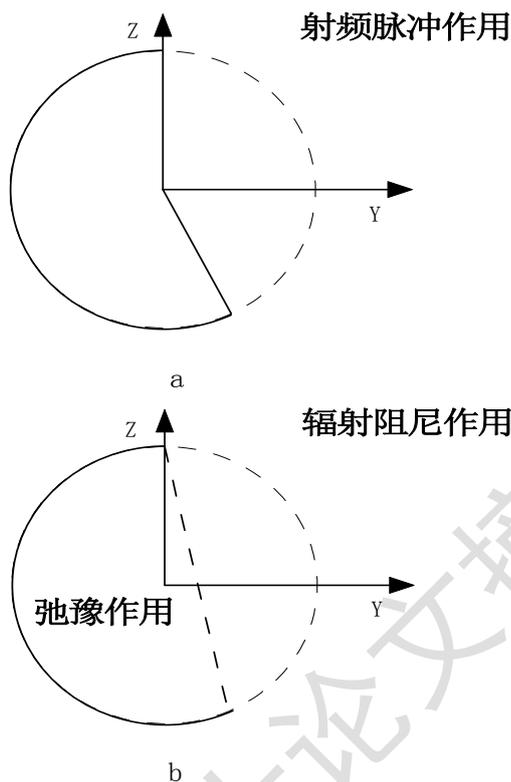


图 1.1 辐射阻尼、脉冲和弛豫对磁化矢量作用的对比

辐射阻尼的大小是由样品的磁化矢量和品质因子  $Q$  共同决定的，在人们对辐射阻尼的研究过程中也得到了一些重要的结果：当外加的射频场小于辐射阻尼场时，会导致不能够获得自旋反转；辐射阻尼不仅能够阻碍磁化矢量的转动并且还能加快它的旋进；同时磁化矢量的初始角会影响到信号的包络，而信号是由横向磁化弛豫和辐射阻尼共同决定的，当磁化矢量的初始角大于  $90^\circ$  时，FID 信号将先上升后下降，并且弛豫能够被辐射阻尼所替代而使得磁化矢量恢复到基态。

### 1.3 辐射阻尼控制的历史与发展

在核磁共振研究发展的早期人们就开始了对于辐射阻尼的研究，Abragam 在 1961 年发表了关于核磁原理的著作，其中收集了早期人们对于辐射阻尼研究的工作。然而从 1960 年到 1988 年的近 30 年间，NMR 中的辐射阻尼研究明显地形成了一个空白。在近年来由于用于 NMR 研究的磁场强度仍在不断提高，而高磁场是强化辐射阻尼效应最重要的原因，人们重新开始对辐射阻尼的研究产生兴趣。辐射阻尼效应和弛豫一样也是 NMR 试验中的固有现象：只要线圈中存在 FID

电流,就会产生辐射阻尼现象,但是并不是所有的辐射阻尼效应都能够被观测得到。只有当辐射阻尼现象相对于弛豫来说不可忽略时,才能观测到辐射阻尼效应。在以往的 NMR 研究中,由于辐射阻尼效应不明显,所以在很长的一段时间之内都没有辐射阻尼相关的研究,因而未受到重视。但是随着强磁场技术的广泛运用,在磁场强度高、探头检测线圈品质因素  $Q$  值高的核磁共振谱学检测中,辐射阻尼可能对 FID 信号产生严重的干扰,并且对图谱的解析造成严重的影响,所以说它是一种消极的效应,因此通常需要抑制辐射阻尼效应<sup>[8-9]</sup>。然而,对于大多数 MRI 仪器来说,由于探头检测线圈的灵敏度和品质因子较低,静磁场强度较弱,因此 MRI 检测中辐射阻尼效应较不明显<sup>[10]</sup>。

在 NMR 实验中由于辐射阻尼效应的存在产生了很多用常理无法解释的实验现象,其中的大部分非但没用还给 NMR 的分析带来了影响。因此人们采取了各种办法来消除辐射阻尼效应。辐射阻尼效应的主要是由时间常数来决定的,时间越少则辐射阻尼效应就越强,因此研究者最初的设想就是采用延长时间常数的办法来降低辐射阻尼效应。然而时间常数主要是由品质因素  $Q$  和磁化强度来决定。即降低  $Q$  值能够延长时间常数,但是会破坏 NMR 实验的整体灵敏度;当样品溶剂为水时,则降低磁化强度变得行不通了。

在 MRI 中对于影像的品质,必须要考虑两个非常重要的因素:影像的对比度和影像的亮度。一般而言亮度主要是同信号的强度有关,而对比度则可以更加清楚地分辨出不同组织部位以及组织之间的细小差异,因此对比度在磁共振成像的研究中是更为重要的。成像对比度在传统的方式上主要是利用不同组织的弛豫时间差异,例如:  $T_1$  及  $T_2$ , 或者分子运动的不同,但是当相邻组织之间的相关性差异很微小时,就很难在有效的时间内观测信号之间的对比度。近年来研究发现增强辐射阻尼效应可以提高由微小频率差异所产生的 MRI 对比度<sup>[11-15]</sup>。在以往的研究中,关于辐射阻尼的研究主要都是针对抑制辐射阻尼效应的,而本设计则是期望人工模拟产生辐射阻尼效应,以达到增强成像对比度的目的。

## 1.4 论文研究主要内容

通过物理化学的方法利用核自旋的动态学 (Spin Dynamics) 来产生新的成像对比,利用非线性的动态学去发展新的成像技术,称之为“Active Feedback in MRI”原本此方法只能在高磁场及高敏感度的磁场及探头上实现,硕士科研期间,

作者在导师的悉心指导下，利用射频通信的技术，设计了基于 FPGA 的核磁共振辐射阻尼增强系统，使得一般的 MRI 也能产生类似辐射阻尼的射频反馈场。全文共五章：

第一章为绪论，主要介绍课题背景、研究的目的和意义、核磁共振辐射阻尼的原理以及对辐射阻尼控制的历史与发展。

第二章详细介绍了核磁共振辐射阻尼增强系统的设计方案、对辐射阻尼增强系统的总体介绍，包括信号反馈子系统和数字控制子系统。

第三章详细介绍了信号反馈子系统，其中包括低噪声放大器放大器与带宽可调滤波器以及射频数字移相器的设计方法。

第四章详细介绍了数字控制子系统、软件设计以及相关模块的设计方法。

第五章对全文作了简要的总结，并对本文中所设计的核磁共振辐射阻尼增强系统性能、硬件设计等优化工作进行了展望。

## 第二章 核磁共振增强系统设计方案

### 2.1 核磁共振辐射阻尼正反馈增强原理

辐射阻尼这一 NMR 中常见的现象主要发生在高敏感度的探头上<sup>[16]</sup>。对于大多数高分辨率 NMR 实验来说,辐射阻尼会对信号产生干扰,但是在磁共振成像中,通过利用辐射阻尼对微小频率差异敏感的特性,能够在高磁场下增强 MRI 成像的对比度。

根据经典的核磁共振理论,核自旋系统在静磁场中以 Bloch 方程进行动力学演化,辐射阻尼以微扰场的形式出现在 Bloch 方程中,通过 FID 反馈的形式实现辐射阻尼增强即是对该微扰场的增强。反馈增强后的辐射阻尼与横向磁化矢量成正比,其表达式为<sup>[17]</sup>:

$$\vec{B}_{AF}(t) = \frac{iGe^{-i\phi}}{\gamma} \int_V M_{\perp}(\vec{r}, t) d\vec{r} \quad (2.1)$$

式中  $G = \gamma g \eta Q M_0 / 2$ , 其中  $\gamma$  为共振核的旋磁比,  $\eta$  为探头检测线圈的填充因子,  $Q$  为线圈的品质因子,  $M_0$  为平衡态的磁化矢量,  $g$  为反馈系统的可控增益系数。 $\phi$  为原始 FID 和反馈后 FID 的相位差,与反馈场和横向磁化矢量的相位有关,反馈系统可对  $\phi$  进行控制。 $M_{\perp}(\vec{r}, t)$  为横向磁化矢量。将 Bloch 方程中的辐射阻尼项用式(2.1)代替,可以得到磁化矢量在反馈增强作用下的演化情况。

辐射阻尼正反馈增强原理与消除辐射阻尼效应所运用的弱电流反馈方法的理论结构差不多。都是将辐射阻尼场产生的信号经过增益放大和相位调整后重新反馈给样品中的磁化矢量。该信号的频率与产生辐射阻尼效应的核自旋的 Larmor 频率相同。所以正反馈作用具有很高的选择性,即只作用到该核自身而对周围其他的核不会产生影响。在相位调整中与抑制辐射阻尼效应的方法正好相反,正反馈的信号与原来的 FID 信号完全相同时,能够最大程度的增强辐射阻尼效应对该核的作用。

线圈中的感生电流与横向磁化矢量的微商是成正比的,而在弛豫和辐射阻尼

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