

学校编码: 10384  
学号: 33120121152673

分类号\_\_密级\_\_  
UDC\_\_\_\_\_

0.5T 磁共振关节成像系统控制台的 FPGA 设计

姚凯文

指导教师  
陈忠 教授

厦门大学

厦门大学

硕 士 学 位 论 文

0.5T 磁共振关节成像系统控制台的 FPGA 设计

The FPGA Design of 0.5T Joint MRI System

Console

姚凯文

指导教师姓名: 陈 忠 教 授

专 业 名 称: 电子与通信工程

论文提交日期: 2015 年 04 月

论文答辩时间: 2015 年 06 月

学位授予日期: 2015 年 月

答辩委员会主席: \_\_\_\_\_

评 阅 人: \_\_\_\_\_

2015 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

作者姓名：姚凯文

论文题目：0.5T 磁共振关节成像系统器控制台的 FPGA 设计

作者简介：姚凯文，男，1990 年 2 月出生，2012 年 9 月师从厦门大学陈忠教授，  
于 2015 年 月获得硕士学位

## 摘 要

核磁共振成像是目前医学影像中应用最为广泛的新成像技术之一，原理是在磁场中利用线圈发出射频脉冲激发质子发生共振，从而产生磁共振信号，采集并传至计算机进行数据处理最终成像。核磁共振成像技术能够快速、准确获得人体各部位阻值症状信息，具有对比度高、成像参数多、无电离辐射伤害等优点。

磁共振成像仪器主要由主控计算机、控制台、射频功率放大器、梯度功率放大器、射频线圈、梯度线圈、磁体和温控等模块组成。其中，控制台是整个仪器的核心模块，它负责系统中各个模块间的通信、射频脉冲信号和梯度信号的产生、各个外设器件的控制以及信号处理。控制台的技术要求较高，其性能的好坏直接关系到磁共振成像的质量是否达到用户的需求。目前只有国外少数大型企业能够生产高质量的商业 MRI 仪器，以至于许多贫困地区无法承受高昂的价格。所以自主研发和设计 MRI 系统打破国外的垄断是十分重要的。本文以“0.5T 磁共振关节成像系统的研制”为研究背景，我们设计研发了具有高性能、低成本、可定制的控制台。

本文从磁共振原理出发，结合传统成像仪控制模块的设计，提出了一种基于 SDR（软件无线电）技术，以 FPGA 为核心控制芯片，利用 DAC、ADC、数控电位器、信号处理器、可控衰减器等 IC 芯片的数字化解决方案的控制台的总体架构。本文介绍了控制台的总体结构设计，以及功能模块设计的详细介绍和控制，主要完成了以下几个方面工作：

1) 提出了一种基于 FPGA 的数字 MRI 控制台设计方案。利用 FPGA 实现包括网络通信，指令解析，外部模块控制、数据处理等，并能够实现用户对不同脉冲序列的需求。介绍了以太网通信中的关键技术，主要软硬件架构，并进行了网

络测试。

2)设计并控制数字射频发生器。基于 DDS 原理，利用 FPGA、高性能 DAC 芯片及可控衰减器实现基带脉冲波形、数字正交调制、频率、幅度和相位可调节、数模转换等功能。

3) 设计并控制带有预加重功能的梯度模块，利用 FPGA 控制高精度 DAC 芯片，实现三路梯度信号的数模转换，为了防止涡流效应对信号的影响，利用数控电位器实现预加重的功能。

4) 设计并控制射频接收器。利用 FPGA 控制多种芯片完成增益控制、A/D 转换、正交解调、对磁共振信号进行多级滤波和抽取处理等功能，能够得到成像所需的 K 空间数据。

5) 设计脉冲序列发生器。将脉冲序列中的执行状态分类组成函数，通过上位机的执行序列实现对事件的依次索引，实现整个脉冲序列。

**关键词：**磁共振成像；FPGA；网络通信；芯片驱动控制；脉冲序列发生器

# The FPGA Design of 0.5T Joint MRI System console

Yao Kai Wen

## Abstract

Nowadays, magnetic resonance imaging becomes one of the most widely used imaging techniques in medical imaging. It uses radio frequency (RF) pulses to excite the hydrogen nucleuses in the magnetic field then producing nuclear resonance signals, which are sent to computer to obtain images. It can obtain the information of patients' internal clinical symptom accurately and rapidly, with the advantages of multi-parameters imaging, high contrast, non-invasive imaging etc.

MRI system consists of computer, console, RF coils, gradient coils, power amplifiers, magnet and temperature controller and so on. As the centre of the whole MRI system, console is in charge of communicating modules, sending, receiving and processing of RF pulse signals and gradient signals. Console is a high technology device, which performances directly influence images' quality whether meeting user's requirements. Only a few large foreign companies can produce high quality commercial MRI instruments, the most MRI systems are too expensive to afford in many poor regions. Therefore, it is great significance to self-research and design MRI system to break the monopolization of foreign technology. As the research background of "*0.5T Joint Magnetic Resonance Imaging System Development*", we developed a high-performance, low cost and customizable console independently.

Upon understanding in MRI theory and exploring into the traditional console design, a new digital 0.5T MRI system console based on the SDR (Software Define Radio), with FPGA as console center, which combine with DAC, ADC, DSP, digital potentiometer and other IC chips is proposed. In this paper, we introduce the key techniques of modules in our MRI system console. The main work is as follows:

- 1) A digital MRI console base on FPGA is proposed. The system is based on

high performance FPGA to realize network communicate, command analysis, control other peripheral modules and data processing etc, achieving different pulse sequences to meet users' need. And introducing the software and hardware platform in Ethernet communicate and the key of techniques, and testing network.

2) Design and control of radio frequency generator. Using DDS method and control the high-performance DAC and attenuator by FPGA, we can accomplish generating arbitrary base-belt waveform, digital modulation, adjustable parameters and D/A conversion.

3) Design and control of gradient signal module with pre-emphasis. Using FPGA, DAC and digital potentiometers, to achieve generate gradient signal and D/A conversion. To avoid eddy current, adding three channel pre-emphasis adjustments.

4) Design and control a digital receiver module. We use FPGA to control kinds of receiver chips to accomplish gain control, analog to digital conversion, digital quadrature demodulation, decimation and multiple filtering. It processes the NMR signals well and sample the K-space data needed for imaging.

5) Design of pulse sequence generator. Classifying execution state of pulse sequences to functions, through PC send execution sequence of events to index functions to achieve pulse sequences.

**Keywords:** Magnetic resonance imaging; FPGA; Network communication; Chips driver; Pulse generator;

# 目 录

摘 要.....	I
Abstract.....	III
第一章 绪论 .....	2
1.1 课题背景 .....	2
1.2 磁共振成像原理概述 .....	2
1.2.1 核磁共振原理.....	2
1.2.2 磁共振成像的方法.....	3
1.2.3 磁共振脉冲序列.....	5
1.2.4 K 空间简介 .....	7
1.3 MRI 仪器结构以及研究意义 .....	7
1.4 论文的内容安排 .....	10
第二章 控制台 FPGA 的总体设计与网络通信 .....	12
2.1 MRI 控制台的设计 .....	12
2.2 FPGA 的设计.....	13
2.2.1 FPGA 介绍及选型 .....	13
2.2.2 FPGA 设计流程及开发工具 .....	15
2.2.3 FPGA 系统的设计 .....	16
2.3 以太网通信的设计 .....	17
2.3.1 以太网通信的架构设计.....	17
2.3.2 以太网通信协议的设计.....	19
2.4 网络通信测试 .....	21
2.5 本章小结 .....	22
第三章 射频发射模块的设计与控制 .....	23
3.1 射频发射模块的设计 .....	23



3.2 基带波形发生模块的设计 .....	23
3.2.1 MRI 常用基带信号 .....	23
3.2.2 基带信号发生器的设计 .....	25
3.3 发射模块的设计 .....	27
3.3.1 信号调制与数模转换 .....	28
3.3.2 DAC5689 的控制 .....	29
3.3.3 射频衰减及切换通道的设计与控制 .....	34
3.4 射频发射模块测试结果 .....	36
3.5 本章小结 .....	40
<b>第四章 梯度模块的设计与控制 .....</b>	<b>41</b>
4.1 梯度信号发射的设计 .....	41
4.2 梯度信号数模转换 .....	42
4.3 梯度信号预加重模块的设计 .....	45
4.3.1 数控电位器 AD5235 的设计与控制 .....	46
4.3.2 梯度波形预加重的测试 .....	49
4.4 本章小结 .....	50
<b>第五章 接收模块及脉冲序列的设计 .....</b>	<b>51</b>
5.1 射频接收模块设计 .....	51
5.2 程控增益放大器的设计与控制 .....	52
5.3 数字接收信号处理的设计 .....	54
5.3.1 数字正交解调及滤波抽取的设计 .....	54
5.3.2 AD6620 的设计与控制 .....	54
5.4 脉冲序列发生的设计控制 .....	59
5.5 本章小结 .....	62
<b>第六章 总结和展望 .....</b>	<b>63</b>
6.1 总结 .....	63
6.2 展望 .....	63

参考文献 .....	65
攻读硕士期间科研成果 .....	69
致 谢.....	70

厦门大学博硕士论文摘要库

# CONTENTS

<b>Chinese Abstract.....</b>	<b>I</b>
<b>English Abstract.....</b>	<b>IV</b>
<b>Chapter 1 Introduction.....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Research Background.....</b>	<b>1</b>
<b>1.2 Basic theory of MRI.....</b>	<b>1</b>
1.2.1 Theory of NMR.....	1
1.2.2 Method of MRI .....	3
1.2.3 Pulse sequence of MRI .....	6
1.2.4 Introdution of K-space .....	7
<b>1.3 Structure of MRI system and research meaning.....</b>	<b>7</b>
<b>1.4 Paper summary .....</b>	<b>10</b>
<b>Chapter 2 Design of FPGA and Ethernet communication .....</b>	<b>12</b>
<b>2.1 Design of MRI console.....</b>	<b>12</b>
<b>2.2 Design of FPGA.....</b>	<b>13</b>
2.2.1 Introduction and selection of FPGA .....	13
2.2.2 Design process and develop kit of FPGA.....	15
2.2.3 Design of FPGA system.....	16
<b>2.3 Design of Ethernet communication .....</b>	<b>17</b>
2.3.1 Architecture of Ethernet communication .....	17
2.3.2 Design of Ethernet communication procotol .....	19
<b>2.4 Test of Ethernet communication.....</b>	<b>21</b>
<b>2.5 Chapter Summary .....</b>	<b>22</b>
<b>Chapter 3 Desing of transmitter.....</b>	<b>23</b>
<b>3.1 Design of RF transmitter.....</b>	<b>23</b>
<b>3.2 Design of base-belt waveform generate module.....</b>	<b>23</b>

3.2.1 Typical base-belt waveform in MRI .....	23
3.2.2 Design of base-belt waveform generator .....	25
<b>3.3 Design of RF transmitter .....</b>	<b>28</b>
3.3.1 Modulation and D/A conversion .....	28
3.3.2 Control of DAC5689.....	29
3.3.3 Design of RF attenuator and RF switches module.....	35
<b>3.4 Test of RF transmitter.....</b>	<b>36</b>
<b>3.5 Chapter g .....</b>	<b>40</b>
<b>Chapter 4 Design of gradient module .....</b>	<b>41</b>
4.1 Design of gradient generator.....	41
4.2 Digital analog conversion of gradient waveform .....	42
4.3 Design of gradient waveform pre-emphasis .....	45
4.3.1 Control of AD5235 .....	46
4.3.3 Test of gradient pre-emphasis .....	49
4.4 Chapter Summary .....	50
<b>Chapter 5 Design of RF receiver and pulse sequencor.....</b>	<b>51</b>
5.1 Design of RF receive module.....	51
5.2 Design and control of VGA .....	52
5.3 Digital receive signal processing .....	54
5.3.1 Digital quadrature demodulation and decimation filter .....	54
5.3.2 Control of AD6620 .....	54
5.4 Design of pulse sequence generator.....	59
5.5 Chapter Summary .....	62
<b>Chapter 6 Conclusion and prospects .....</b>	<b>63</b>
6.1 Conclusion .....	63
6.2 Prospects .....	63
<b>Refrences.....</b>	<b>65</b>
<b>Publications .....</b>	<b>69</b>

**Acknowledgements .....70**

厦门大学博硕士学位论文摘要库

## 第一章 绪论

### 1.1 课题背景

核磁共振（NMR, Nuclear Magnetic Resonance）物理现象是美国斯坦福大学的 Bloch 和哈佛大学的 Purcel 分别发现的<sup>[1]</sup>。此后，经过几代科技工作者的努力研究,共同推动了核磁共振技术朝着医学成像方向发展<sup>[2]</sup>。如今，磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging, MRI）已经发展成为了当今世界医学诊断最先进最广泛的影像技术之一。而随着科技的发展，MRI 仪器也朝着数字化、小型化、高速化等方面不断创新<sup>[3-5]</sup>。

但是医疗 MRI 仪器价格昂贵、技术复杂，目前国内大型医院购买的超导 MRI 仪器动辄上千万，永磁型 MRI 也需要几百万，致使许多穷困地区中小型医院无法承担如此高昂的费用，导致我国贫穷落后地区的医院的诊断准确率降低。可见，保证和提高 MRI 的性能，并降低 MRI 的成本，使 MRI 普及到全国百姓的医疗诊断中，是我国磁共振研究人员的亟待解决的问题。

本文针对苏州医工所与厦门大学合作项目“0.5T 磁共振关节成像系统的研制”为课题背景进行了研究，对于本人负责的控制台 FPGA 设计进行了探讨，旨在开发一套小型数字化、低成本的磁共振仪器控制台设计方案，实现对整个 MRI 系统的控制，从而利用相关技术对人体关节部位进行临床检测。

### 1.2 磁共振成像原理概述

#### 1.2.1 核磁共振原理

核磁共振指处于静磁场中的原子核系统受到一定频率的射频（Radio Frequency, RF）脉冲作用时，能级之间产生共振跃迁并释放能量，利用此性质可以研究分析物质的微观结构<sup>[6-7]</sup>。

磁共振成像主要利用人体大量氢核进行磁共振成像，设质子的角动量为  $\vec{j}$ ，

产生的磁矩为 $\vec{\mu}$ ，则二者之间的关系式为：

$$\vec{J} = \vec{\mu} \gamma \quad (1-1)$$

$\gamma$ 为旋磁比，不同原子核具有不同的旋磁比，磁共振成像最常用的氢核的旋磁比为 42.6MHz/T。磁矩变化与外部磁场间的关系式如下：

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \vec{\mu} \times \vec{B} \gamma \quad (1-2)$$

设 $d\phi$ 是磁矩变化量 $d\vec{\mu}$ 对应的角度，则 $d\phi$ 表示为：

$$|d\phi| = \gamma B dt \quad (1-3)$$

进动频率 $\omega$ 表示为：

$$\omega = \left| \frac{d\phi}{dt} \right| \quad (1-4)$$

由上式可以得出拉莫（Larmor）方程：

$$\omega = \gamma B \quad (1-5)$$

$\omega$ 称为拉莫频率，它是磁矩在静磁场中绕 $\vec{B}_0$ 进动时的频率<sup>[1]</sup>。磁场强度 B 的单位为 T，根据拉莫方程本可以计算本设计的 0.5T MRI 系统的氢核需要的共振频率为 42.6MHz/T×0.5T=21.3MHz。

在静磁场 $\vec{B}_0$ 中，氢核以拉莫频率 $\omega_0 = \gamma B_0$ 进动。如果在静磁场 $\vec{B}_0$ 的 90°垂直平面施加射频脉冲，获得远小于 $\vec{B}_0$ 的磁场 $\vec{B}_1$ ，使氢核的能量发生变化，会导致磁矩 $\vec{\mu}$ 在绕着静磁场 $\vec{B}_0$ 方向进动的同时绕着 $\vec{B}_1$ 方向进动，其进动频率为 $\omega_1 = \gamma B_1$ 。

磁化矢量 $\vec{M}$ 在静磁场 $\vec{B}_0$ 方向上的投影 $\vec{M}_z$ 为纵向磁化矢量，垂直于静磁场 $\vec{B}_0$ 的投影为 $\vec{M}_{xy}$ 横向磁化矢量。磁化矢量 $\vec{M}$ 与静磁场 $\vec{B}_0$ 的夹角 $\theta$ 称为翻转角，它与射频磁场 $\vec{B}_1$ 的强度及射频场持续的时间 $\tau$ 有关其表达式如下：

$$\theta = \omega_1 \cdot \tau = \gamma B_1 \tau \quad (1-6)$$

磁共振发生后, 将  $x0y$  平面上横向磁化矢量  $\overline{M}_{xy}$  的旋转使得接收线圈产生自由感应衰减信号 (FID), 如图 1.1 所示。

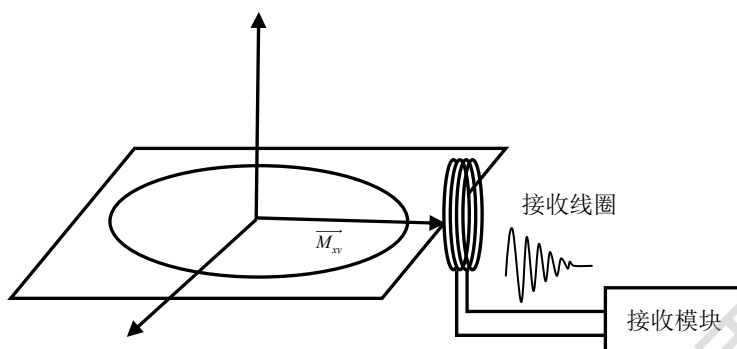


图 1.1 磁共振信号的采集

成像物体由高能级到低能级的稳定状态反向跃迁的过程称为弛豫。纵向弛豫是纵向磁化矢量  $\overline{M}_z$  缓慢恢复的过程, 而横向弛豫是横向磁化矢量  $\overline{M}_{xy}$  迅速减小的过程<sup>[8]</sup>。

纵向弛豫  $M_z$  和横向弛豫  $M_{xy}$  可以使用 Bloch 方程推算出以下表达式。

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (1-7)$$

$$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2} \quad (1-8)$$

### 1.2.2 磁共振成像的方法

在均匀的磁场  $\overline{B}_0$  中, 由于成像物体共振频率相同, 射频脉冲将激发所有的质子, 无法获取物体的空间信息。在静磁场使用梯度磁场  $\Delta\overline{B}$  来改变成像区域内的磁场强度, 从而获得成像所需空间信息。梯度磁场指沿坐标方向呈线性变化的磁场, 通常以 mT/m 为单位。MRI 系统在  $x$ 、 $y$ 、 $z$  三个坐标方向均使用相互垂直的梯度线圈产生的梯度磁场  $G_x$ 、 $G_y$  和  $G_z$ 。进行实验时, 梯度线圈产生的梯度磁场  $\Delta\overline{B}$  与主磁场  $\overline{B}_0$  相叠, 对物体进行空间编码<sup>[10]</sup>。MRI 系统中常用的梯度波形如图 1.2 所示, 图中  $\Delta B_{\max}$  是梯度场的预定值,  $t_0$  到  $t_1$  为到达预定值得时间,  $t_2$  到  $t_3$  为关闭的时间。



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.