

基于 AD607 芯片的核磁共振模拟接收机

徐志坚, 徐 勤, 沈 杰, 李 颀^{*}

(华东师范大学物理系 华东师范大学光谱学与波谱学教育部重点实验室, 上海 200062)

摘 要: 核磁共振波谱和核磁共振成像技术(MRI)已经成为一种广泛应用于物理、化学、材料、生物医学等领域的重要研究工具和医疗诊断手段, 但是仪器复杂、价格昂贵. 本文提出了一种改进的基于 AD607 芯片的模拟接收机设计. 相对于传统的模拟接收机, 此设计可以减少接收机使用的外围器件的数量, 从而简化设备. 而相对于全数字接收机, 本文提出的设计结构简单, 并且可以工作在较高的频率. 文章最后给出了核磁共振成像实验的结果.

关键词: 核磁共振; 磁共振成像; 模拟接收机; 单片系统; PCI

中图分类号: O482.53 **文献标识码:** A

引言

核磁共振波谱和核磁共振成像技术(MRI)已经成为一种广泛应用于物理、化学、材料、生物医学等领域的重要研究工具和医疗诊断手段. 但是, 商品成像仪器的结构复杂成本较高. 在有些情况下, 自行研制开发结构简单, 成本低廉的谱仪即可满足需要. 核磁共振接收机系统是谱仪的重要组成部分, 它在很大程度上决定了谱仪的性能和功能. 本文提出了基于单片系统(SOC)的模拟接收机低成本设计, 并且可以直接插在 PC 机中使用.

目前核磁共振接收机的设计方式主要有两种^[1], 一种是传统的模拟接收机, 另外一种就是数字接收机(图 1). 传统的模拟接收机在应用过程中, 其主要的缺点在于使用了很多的外围分立模拟器件, 结构较复杂, 设计难度较高, 且容易受到周围环境(如温度等)因素的影响^[2]. 针对上述问题, 有人提出了数字接收的方法. 使用数字接收机能够克服传统模拟正交检波器 90 度相移不准以及直流分量(DC offset)等问题^[3,4]. 但是, 由于受到

收稿日期: 2005-12-31; 收修改稿日期: 2006-03-06

作者简介: 徐志坚 (1979-), 男, 硕士研究生, 无线电物理. * 通讯联系人: 李颀, 电话: 021-62233286, E-mail: gyli@phy.ecnu.edu.cn.

目前技术水平的限制, 数字接收机中高速 ADC 采样和信号处理单元的频率还不是很快(通常在几十 MHz), 在较高场强的应用中(共振频率通常在几百 MHz)会遇到困难. 虽然可以利用欠采样技术解决这一问题, 但是此方法对 ADC 前级的抗混叠带通滤波器的性能又提出了很高的要求. 另一种常用的方法是采用外差式的接收机结构, 即前放输出的高频磁共振信号经过本振(Local Oscillator 和混频器(Mixer)进行下变频后, 由中频滤波器滤波, 再进行中频放大, 最后输入数字接收机进行数字化处理. 但是, 使用此方法的缺点在于其仍然引入了较多的模拟器件对磁共振信号进行混频, 滤波和放大, 其设计复杂度仍较高. 此外, 为了实现磁共振信号的相干累加, 在使用数字接收机接收磁共振信号时必须对数字滤波器同步等问题^[5]进行特别的设计, 而在模拟接收机系统中几乎不存在上述问题.

随着电子技术的快速发展, 单片模拟接收机的性能有了长足的进步, 其价格也更低廉. 在同样的性能要求下, 原先需要很多模块实现的功能, 现在可以采用单片模拟接收芯片^[6]完成. 本文提出一种基于单片模拟接收机芯片的设计方案^[7]. 与传统模拟接收机相比, 本设计在不损失接收机性能(如, IQ 通道间的平衡度和正交度)的情况下极大地减少了外围分立器件, 从而在很大程度上降低了接收机设计的复杂度. 另外, 此设计与数字接收机相比其优点在于其接收中心频率范围(从几 MHz 到 500 MHz)远远大于数字接收机的采样频率. 由于其内部使用了模拟低通滤波器, 因此不需要在系统设计中考虑滤波器同步问题, 简化了设计. 下面给出一个基于 PCI 总线的模拟接收机设计方案, 它的主要特点在于集成度高, 成本较低, 可以在普通的 PC 机上运行, 适合于在台式核磁共振谱仪和低场磁共振成像仪中使用.

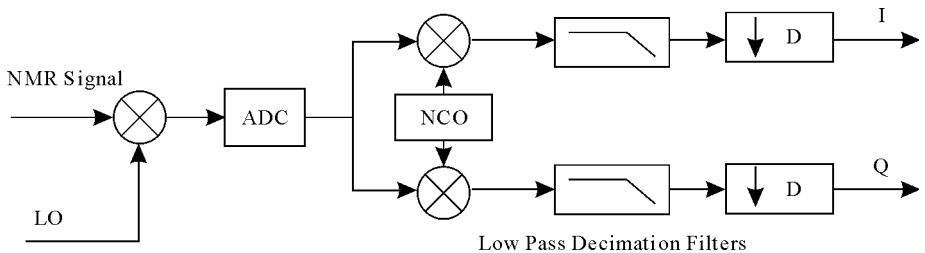


图 1 数字接收机结构图

Fig. 1 Block schematics of digital receiver

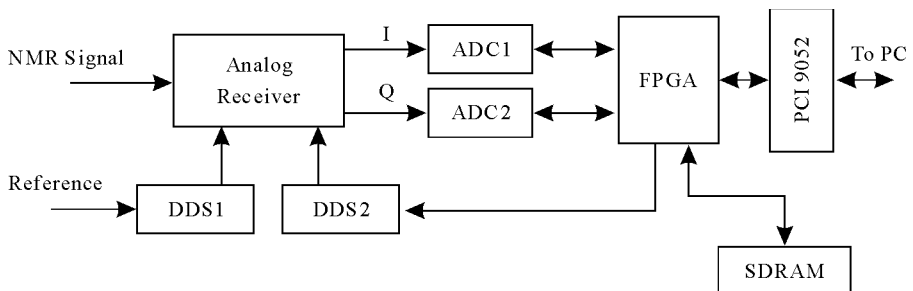


图 2 模拟接收机结构图

Fig. 2 Block schematics of analog receiver

1 模拟接收机的设计

本文设计的模拟接收机(图 2)由以下几个部分组成: 单片模拟接收机, 采样 ADC, 直接数字频率合成器(DDS)和数字逻辑控制模块. 其中, 单片模拟接收机是整个接收机系统的核心部件, 用来对核磁共振信号进行解调和滤波, 输出核磁共振基带信号. 直接数字频率合成器则为接收机提供本振信号, 采样 ADC 用于实现核磁共振基带信号的数字化, 以便存储和图像重建. 数字逻辑控制模块则作为板上的逻辑控制电路. 具体实现过程如下:

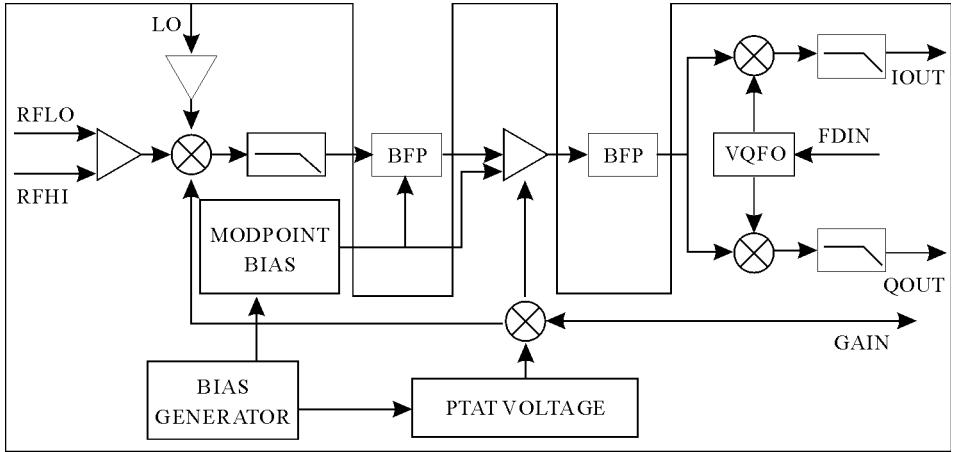


图 3 AD607 结构框图

Fig. 3 Functional block diagram of AD607

接收机中频子系统是接收机的核心, 我们选用了 ADI(Analog Devices Inc., USA) 的 AD607(工作电压可以从 3 V 到 5.5 V), 其结构如图 3 所示. 磁共振信号首先进入 AD607 的低噪声混频器, 它使用了双平衡式的 Gilbert 类型的单元, 其输入频率可以从直流(DC)到 500 MHz, 并且它还包含一个本地振荡信号预放大器, 其本振(LO)输入电平可低至 -16 dBm. 混频后的信号包括和两个部分, 然后经过一个外接的带通滤波器(如陶瓷滤波器)就得到了需要的中频信号, AD607 的中频信号的频率范围可以从 400 kHz 直到 12 MHz, 本设计的中频定为 10.85 MHz. 所得到的中频信号再进入 AD607 内部的线性中频放大器组放大. 该部分包括 3 个最大增益为 25 dB 的增益可调差分输入放大器和一个固定增益为 20 dB 的放大器. 考虑到前级混频器的增益, 此单片模拟接收机可以提供超过 90 dB 的增益. 因此, 在一般情况下可以不需要二级前放而直接接收一级前放输出的核磁共振信号, 以简化谱仪结构, 节省成本. 随后, 核磁共振信号通过检波器进行正交检波. 检波器由一锁相环路驱动, 每一路检波器后面紧接着一个双极点低通滤波器, 其 3 dB 截至频率为 2 MHz, 最后输出两路正交的基带信号. 可见, AD607 包括了一个可变增益 UHF 混频器, 线性四级可变增益中频放大器组, 两路正交解调器和低通滤波器. 因此, 只要加上少量的外围器件就能构成一个完整的接收机. 具有结构简单, 成本较低和易于设计的特点.

AD607 正常工作需要外部提供本振信号. 同时为了在较宽的频带内实现对核磁信号

接收, 要求本振信号也具有较宽的频带. 当然, 商用的信号源可以满足要求, 但是其价格相对昂贵不适合在低成本谱仪中使用. 为了解决这个问题可以直接从谱仪射频发射单元引出信号作为本振. 但是由于 AD607 有两级下变频, 并且在一些磁共振成像序列中会要求对本振的相位和频率快速切换, 所以这个方法在实际应用中会使设计比较复杂. 因此, 为了简化接收机的设计, 同时保持与发射通道的相位相干性, 我们采用了两片与系统发射通道相同的 DDS 芯片 (ADI AD9854), 其中一片为混频器提供本振信号, 另一片为正交解调器提供固定频率的参考信号. DDS 器件具有频率分辨率高、相位噪声小、频率和相位切换速度快, 易于计算机接口等优点. AD9854 的最高内部工作频率可以达到 300 MHz, 输出频率可以从直流到 125 MHz, 并且能通过内部寄存器实现快速的频率和相位切换, 实现对磁共振信号的四相循环接收和快速自旋回波序列, 基本能满足目前核磁共振成像仪和台式核磁共振谱仪的要求. 接收机本振 DDS 的参考时钟来自于谱仪系统的 50 MHz 恒温晶振, 这样就保证了接收机相位和发射机相位的相干性.

得到两路正交的基带信号后, 需要用 ADC 进行数字化处理以便于下一步的存储和处理. 我们采用了两片 ADC (ADI AD7476A) 分别对两路正交信号进行采样. AD7476A 的最高采样频率为 1 MHz 精度为 12 位, 使用外部参考电压作为基准电压, 它内部集成了一个最高输入频率为 13 MHz 的采样保持放大器, 并且只有 3 根控制线, 很容易与其它器件接口.

本设计中接收机的增益控制是通过调节外部增益控制电压, 来改变 AD607 内部的混频器和线性中频放大器组的增益实现的. 因此, 我们选用了一片数模转换器 (DAC) 来调节增益, Analog Device Inc 的 AD5300 能够满足我们的需求.

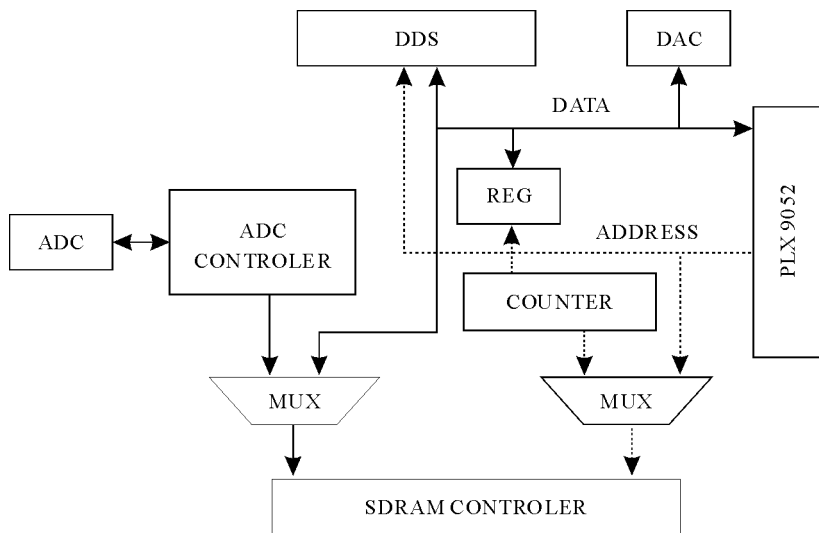


图 4 FAGA 逻辑控制模块框图

Fig. 4 The logic of the onboard FPGA

为了简化设计方案、缩短周期、降低成本, 在此设计中, 我们采用了 Xilinx 公司的 XC2S200 FPGA (Field Programmable Gate Array) 大规模可编程电路实现接收机的逻辑

控制功能(图 4)。在初始化的时候由主机通过 FPGA 设置 DDS 的本振频率, 以及接收机的增益和采样点数。开始采样时 FPGA 通过总线选择器把接收机数据总线的控制权从主机切换到 FPGA 内部的数据接收状态机。ADC 每完成一个点的采样, 数据就通过选通器进入 SDRAM 控制器进再写入内存, 同时采样点数计数器加一。当计数器的数值等于预设的采样点数时停止采样且置位采样结束标志。

由于 PCI 总线的规范较为复杂, 为了简化设计, 采用了 PLX 公司的 PCI9052 作为 PCI 总线和设备的接口器件。PCI9052 是一种高性能目标(从)模式 PCI 接口芯片, 可与多种局部总线相连。通过 9052 芯片 PC 机可以快速的配置接收机, 并且在采样结束后快速的把数据读到计算机中。

2 实验结果与讨论

模拟接收机存在的问题就是两路正交信号的不平衡, 特别是相位不是严格相差 90° 。对于我们使用的接收机芯片 AD607 同样也存在检波器 90° 相移不准的问题, 但是由于其相位偏差在很小的范围内摆动可以认为是常数, 我们可以利用软件进行校正。

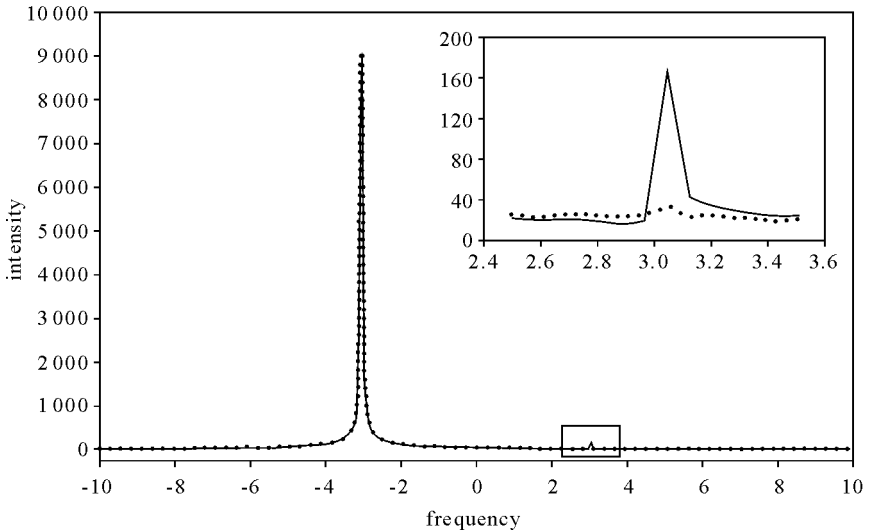


图 5 实线代表校正前, 虚线代表校正后

Fig. 5 Solidline represents the data before adjustment, dashline represents the data after adjustment

首先测试接收机两路正交信号相位偏差。我们使用安捷伦公司的频率源(Agilent 3220A) 输入一个频率为 12.797 MHz 的信号, 接收机本振频率定在 12 MHz, 从图 5 可以看出, 在进行相位校正前由于两路信号不完全正交, 因此, 存在镜像峰幅度约为信号的 1.7%, 进行相位校正后镜像峰基本被消除, 幅度是未校正前的 23% 左右, 仅为信号幅度的 0.4%。另外, 对于模拟接收机存在的直流偏置问题也很容易在软件中进行了修正, 从图 5 的结果可以看出基本不存在零频峰。

下面利用本文设计的模拟接收机与实验室研制的直接数字频率源^[8]、梯度发生器^[9]、脉冲序列发生器^[10]等部件构成了一台完整的谱仪控制台系统, 并将其应用到本实

实验室的 0.3 T 永磁 MRI 系统之中, 将实验结果同系统原有的数字接收机进行了比较, 如图 6 所示. 实验使用自旋回波序列, 样品是充有硫酸铜溶液的水模以及橙子. 实验参数如下, 中心频率 $S_F = 12.770\ 63\ \text{MHz}$, 谱宽 $S_W = 20\ \text{kHz}$, $T_R/T_E = 215\ \text{ms}/15\ \text{ms}$, 层厚 8 mm, 累加次数 $N_S = 2$. 图(a), (c)为系统原有的数字接收机所得的图像, 图(b)和(d)为本文设计的接收机所得的图像, 四幅图像的信噪比(SNR)分别为, 图(a) 72, 图(b) 68, 图(c) 69, 图(d) 65. 信噪比的计算方法是用图像中感兴趣区域(ROI)的信号的平均值除以背景噪音的标准偏差. 从实验结果可以看出, 用本文设计的模拟接收机所得到的图像质量基本达到系统原有数字接收机水平.

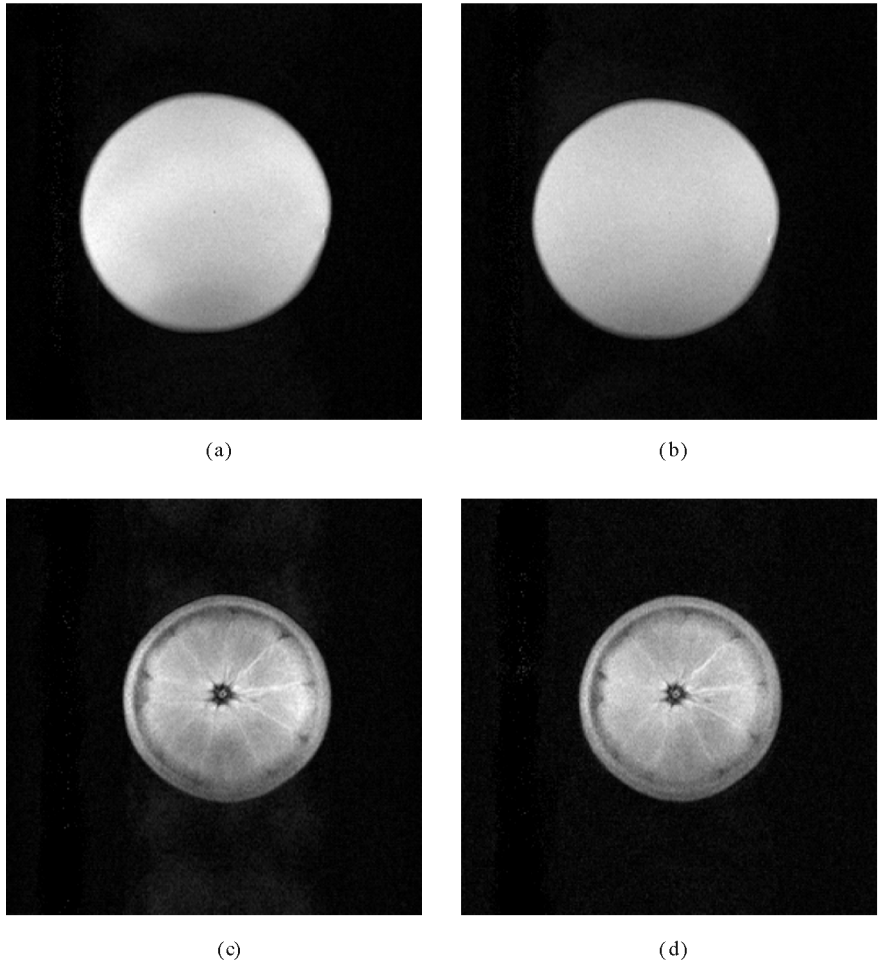


图 6 (a), (c)数字接收机实验结果, (b), (d)模拟接收机实验结果

Fig. 6 (a) & (c) are the result of digital receiver, (b) & (d) are the result of analog receiver

以上我们给出了核磁共振模拟接收机的设计过程, 并从实验上验证了它的效果. 对于在模拟接收机中通常会遇到的直流偏置以及正交检波电路引起两路信号的不平衡, 虽然在一定程度上进行了补偿, 改善了图像质量, 但是还需要进一步的努力去克服这些问题. 由于本文的设计所采用的 ADC 精度是 12 位, 在做一些大信号样品时可能会遇到接

收机动态范围不够的问题. 解决问题的简单办法是采用更高精度的 ADC. 本文所设计的接收机因其结构简单, 成本较低, 特别适合应用在台式磁共振谱仪, 便携式核磁共振仪以及低场核磁共振成像仪等方面, 对于普及和推动在磁共振领域的应用研究具有一定意义.

参考文献:

- [1] Miroslav K. Signal processing in transceivers for nuclear magnetic resonance and Imaging[J]. Rev Sci Instrum, 1994, 65 (6): 1 897—1 902.
- [2] Wittebort R J, Woehler S E, Bradley C H. Efficient probe and receiver for solid-state ^2H NMR [J]. J Magn Reson, 1986, 76: 143—148.
- [3] Villa M, Tian F, Cofrancesco P, *et al.* High-resolution digital quadrature detection [J]. Rev Sci Instrum, 1996, 67: 2 123—2 129.
- [4] Li G Y, Xie H B. Digital quadrature detection in nuclear magnetic resonance spectroscopy [J]. Rev Sci Instrum, 1999, 70(2): 1 511—1 513.
- [5] Xu Q, Shen J, Li J Q, *et al.* Compensation for unknown acquisition delay caused by digital receiver without external synchronization in NMR and MRI [J]. Magn Reson Mater Phy, 2005, 18(4): 217—224.
- [6] AD607 databook REV C [BE]. Analog Devices Inc 2002.
- [7] Brown D G. Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference[C]. A trausceiver for an inexpensive desktop MR microscope. Chicago IL. July 23—28, 2000.
- [8] Jiang Y, Jiang Y, Tao H Y, *et al.* A complete digital radio-frequency source for nuclear magnetic resonance spectroscopy [J]. Rev Sci Instrum, 2002, 73(9): 3 329—3 331.
- [9] Xin L J(辛立静), Wang H(王鹤), Xu Q(徐勤), *et al.* A Pulsed field gradient unit for use on NMR spectrometer(一种用于核磁共振的脉冲场梯度单元)[J]. Chinese J Magn Reson(波谱学杂志), 2003, 20(4): 349—355.
- [10] Shen J(沈杰), Xu Q(徐勤), Tao H Y(陶红艳), *et al.* A PC based pulse sequence generator (基于 PC 机的脉冲序列发生器) [J]. Chinese J Magn Reson(波谱学杂志), 2003, 20(2): 150—154.

An Analog Receiver for Nuclear Magnetic Resonance Spectrometer Based on AD607 Chips

*XU Zhi-jian, XU Qin, SHEN Jie, LI Geng-ying**

(Key Laboratory for Optical and Magnetic Resonance Spectroscopy of Ministry of Education

Department of Physics, East China Normal University, Shanghai 200062, People's Republic of China)

Abstract: Nuclear magnetic resonance (NMR) and magnetic resonance imaging (MRI) technologies are widely used for physical, chemical, material and biomedical analysis and medical diagnosis. In attempting to design and build NMR/MRI systems that are significantly cheaper and with simpler configuration than the commercially available systems, we designed and built an analog receiver for NMR/MRI spectrometers based on AD607 (complete receiver on a single chip). Compared to the traditional analog receivers, the proposed design uses components with much smaller sizes and has a rather simple structure. In addition, it can work at higher frequency range than conventional digital receivers can. Detailed description of the design and experimental demonstration of the performance of the receiver are given in the paper.

Key words: nuclear magnetic resonance, magnetic resonance imaging, analog receiver, system on chip, PCI

* Corresponding author: Li Geng-ying, Tel:021-62233286, E-mail:gyli@phy.ecnu.edu.cn.