

在低场 MRI 系统中用数字接收机 测量梯度波形的方法

王 鹤, 任洁静, 宁瑞鹏, 李鲤颖*

(上海市功能磁共振成像重点实验室, 华东师范大学 物理系, 上海 200062)

摘 要: 提出了一种用数字接收机来测量低场系统中梯度波形的的方法, 详细介绍了该数字接收机接收音频信号的原理, 并且对接收机的音频接收性能进行了测试. 最后利用该接收机测得的梯度波形, 设置了系统的预加重参数, 有效地减小了梯度线圈引起的涡流.

关键词: 磁共振成像; 涡流; 梯度波形测量; 数字接收机

中图分类号: O482.53 **文献标识码:** A

引言

在磁共振成像(MRI)系统中, 涡流的存在会导致梯度波形的非理想化, 使系统得到的图像产生畸变和伪影等失真现象. 因此要想得到高质量的图像必须先解决涡流问题.

目前一种比较普遍而且低成本的方法是梯度波形预加重^[1-3], 梯度波形预加重是通过电流过驱动的方法来减小涡流所产生的影响的. 梯度波形预加重的操作过程一般有两种, 第一种方法是反复手动设置预加重值, 直到达到预期要求, 该方法需要一定的经验, 而且还有可能陷入局部最优值. 第二种方法是先测量出实际的脉冲场梯度波形, 然后用拟合的方法算出梯度波形预加重参数, 该方法比较高效而且实用. 梯度波形可以利用磁共振信号的相位、共振频率等信息来得到^[4-6], 但是磁共振信号测量方法需要的时间比较长, 时间分辨率比较低, 而且磁共振信号容易受主磁场的不稳定性和非均匀性等因素的影响. 另外一种方案是检测线圈测量法, 如图 1, 将一个检测线圈沿着被测量的梯度场方向放置, 根据电磁感应原理, 梯度场波形可以通过对线圈两端的感应电压的积分得

收稿日期: 2006-11-30; 收修改稿日期: 2007-01-29

基金项目: 上海市科学技术委员会科研计划项目(06DZ22014).

作者简介: 王鹤(1979-), 男, 上海人, 博士研究生, 无线电物理. * 通信联系人: 李鲤颖, 电话: 021-62233286, E-mail: gyli@phy. ecnu. edu. cn.

到：

$$G(t) = -k \int_0^t u(t') dt'.$$

对感应电压的积分可采用数字积分和模拟积分两种方案. 对于模拟积分, 如图 2 所示, 流过电容的直流电流将引起输出电压随时间线性变化(零漂), 这一变化在输出电压达到正、负直流偏置电压之前一直存在. 有一种解决方案是将一个晶体管开关并联在电容两端^[7], 以便在每次积分前将电容两端的电压置零. 但是这仍不能解决在积分过程中的零漂问题.

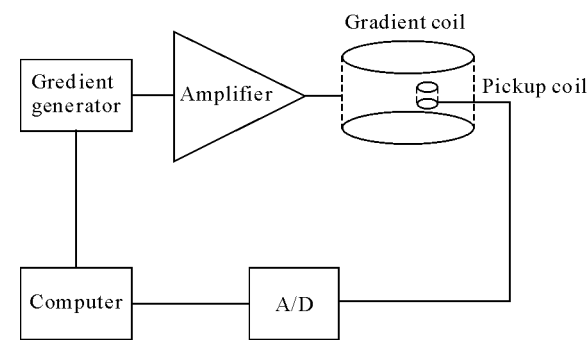


图 1 电磁感应测量梯度波形示意图

Fig. 1 Diagram of measuring the gradient waveform by induced current

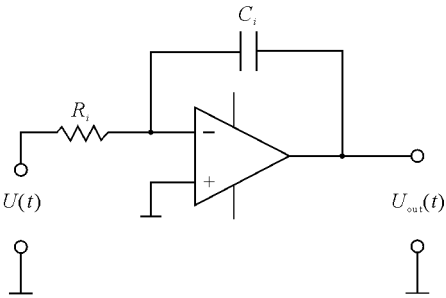


图 2 模拟积分电路

Fig. 2 Circuit of analogical integral

数字积分是指用模拟数字转换器(ADC)直接把 $u(t)$ 采集到计算机, 然后由计算机进行求和运算, 该方法相对来说非常简单. 但是一般情况下为了获得较高的信噪比, 需要对采得的梯度波形进行累加, 这就需要梯度波形发生器和 ADC 之间的同步, 如果采用普通的商用的 ADC, 则需要对 ADC 进行额外较复杂的同步设计. 实际上, 由于磁共振成像的特殊要求, 作为谱仪本身核心部件之一的接收机, 它与谱仪其它部件之间具有很好的同步性, 所以用接收机来接收梯度波形就非常简单, 不会有同步性的问题. 然而, 目前用于磁共振成像系统的谱仪一般都采用数字化技术, 其中的数字接收机只能接收射频信号, 不能直接输入频率较低的音频信号.

本文提出了一种用数字接收机来测量梯度波形的方法, 该方法利用了可变增益放大器(VGA)对射频信号的幅度调制功能, 在本实验室已有的数字接收机^[8]的基础上进行了改进, 使其能够达到接收音频信号的目的.

1 理论

本文所提出的能接收音频信号的数字接收机结构如图 3 所示, 该接收机有两种工作模式:

- a. 采集磁共振信号的时候, Port 2 端口开路, 信号从 Port 1 端口进入, 经 VGA 放大后被模数转换器(ADC)采样, 然后再经过数字抽取、滤波后保存到内存(RAM)中去, 其中 VGA 的增益由一块数模转换(DAC)芯片控制.
- b. 采集音频信号的时候, 信号从 Port 2 端口进入, 同时在 Port 1 端接上由谱仪的

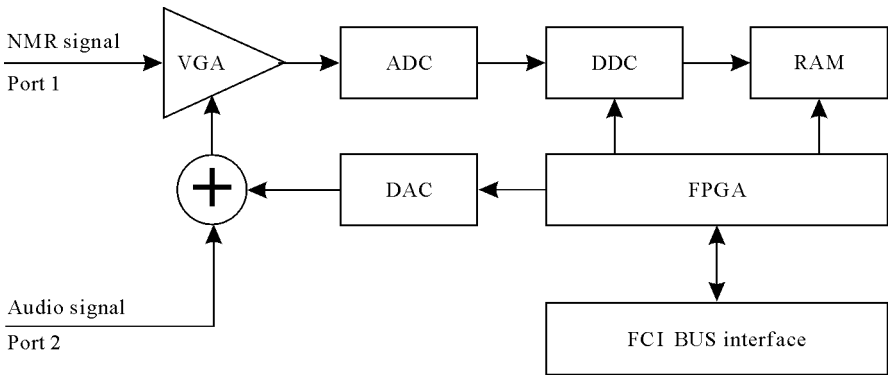


图 3 本文数字接收机结构图

Fig. 3 Block diagram of the proposed receiver

频率源(DDS)产生的射频信号(假设幅度为 1). 此时信号经过 VGA 放大后可以表示为:

$$S_0(t) = (A(t) + B)\sin(\omega t + \phi) \tag{1}$$

(1)式中, $A(t)$ 是从 Port 2 输入的音频信号, B 是由 DAC 的输出电压, ω 和 ϕ 分别是射频信号的频率和初相位. 令 DDC 中的数控振荡器产生相同频率和初相位的参考时钟, 则经过混频后的信号可以表示为:

$$\begin{aligned} S_1(t) &= (A(t) + B)\sin(\omega t + \phi) \times \sin(\omega t + \phi) \\ &= \frac{1}{2}(A(t) + B) + \frac{1}{2}(A(t) + B)\sin(2\omega t + 2\phi). \end{aligned} \tag{2}$$

然后, 经过低通滤波器后输出信号为:

$$S_2(t) = \frac{1}{2}(A(t) + B). \tag{3}$$

可见, 去掉直流部分($B/2$)后, 输出信号正比于 Port 2 端输入的音频信号.

2 实验结果和讨论

我们对本文提出的数字接收机接收音频信号时的性能进行了测试. 首先是线性度指标的测试, 我们用安捷伦的波形发生器(Agilent 33220A 20MHz Function/Arbitrary Waveform Generator)产生的正弦信号作为音频输入, 信号的幅度为 3 V, 频率为 10 kHz. 这时, 接收机接收到的信号的频谱如图 4.

根据线性度的计算公式:

$$\lambda = \frac{A_1}{\sum A_n} \tag{4}$$

(4)式中, A_1 是频率为 f_0 的信号强度, A_n 则是频率为 $n f_0$ 的谐波的强度. 经计算得到此时的线性度为 0.991.

为了测试接收音频信号时的稳定度, 我们在保持音频输入端零输入的情况下采集噪声信号. 实验从下午 15:00 一直到次日上午的 11:00, 室内温度的变化范围是 23℃到 26℃. 测试结果如图 5, 可见, 在这 20 个小时内, 波动不超过 0.2%.

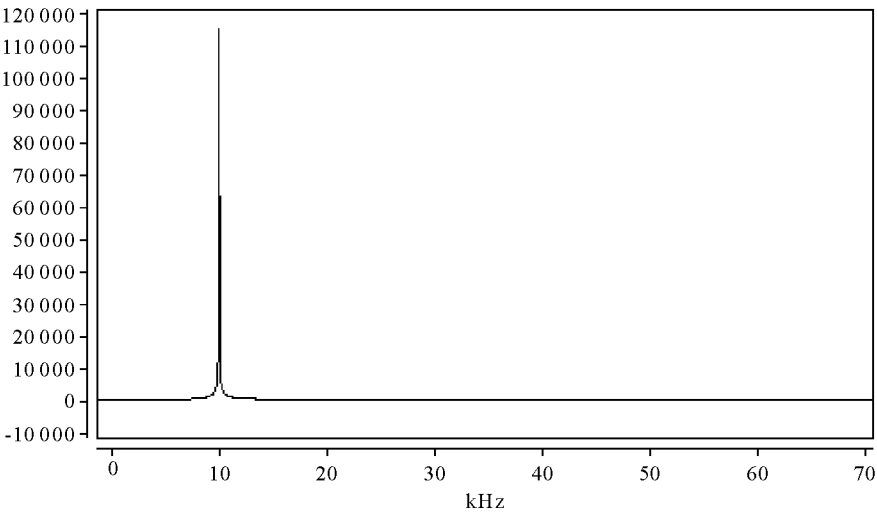


图 4 线性指标测试

Fig. 4 Linear performance test of the receiver

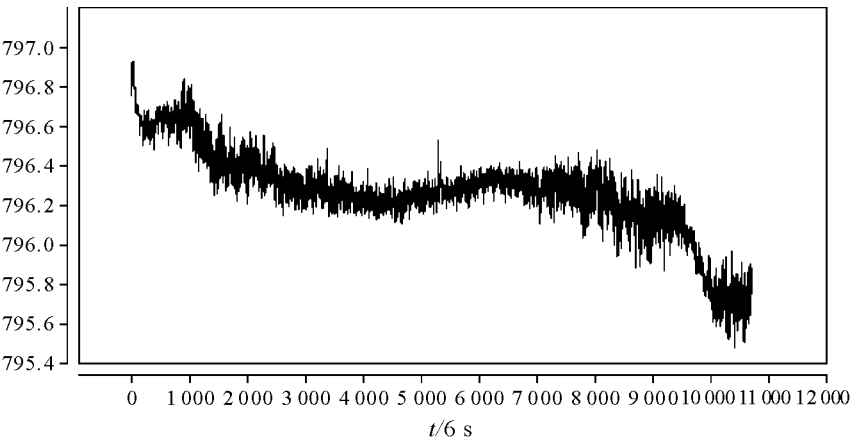


图 5 稳定度测试

Fig. 5 Stability test

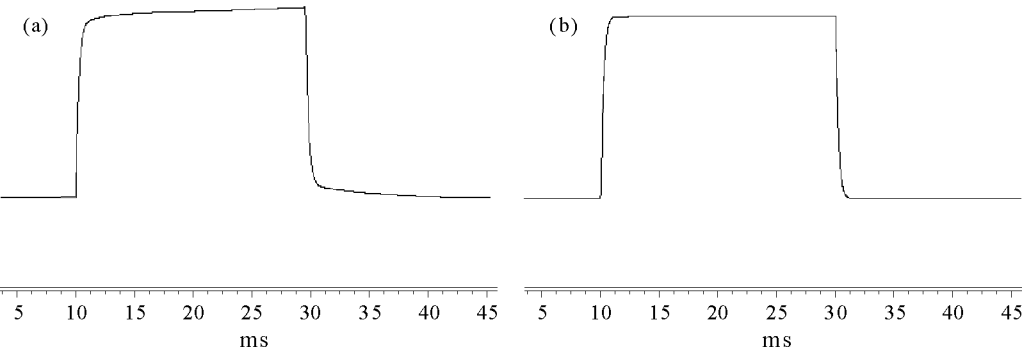


图 6 测得的梯度波形，(a)没有预加重时，(b)有预加重时

Fig. 6 The measured gradient waveforms without preemphasis (a) and with preemphasis (b)

最后用该接收机测量了本实验室自行研制的 0.3 T 的永磁 MRI 系统的梯度波形, 结果如图 6 所示:

根据图 6(a) 中的数据, 针对梯度波形的下降沿, 我们采用反演与拟合相结合的算法^[9] 经计算得出该涡流有两个 e 指数衰减的成分组成, 其时间常数和幅度分别为: $T_1 = 0.5 \text{ ms}$, $A_1 = 8.1$; $T_2 = 6.0 \text{ ms}$, $A_2 = 0.7$; 把这两组参数设置成预加重参数后, 重新采得的梯度波形如图 6(b) 所示, 梯度波形得到明显的改善。

3 结论

本文介绍了利用数字接收机接收音频信号的原理。利用这一方法, 对已有的数字接收机进行简单的改造后, 即可采用数字接收机来测量低频的梯度波形, 该方法简单易行。通过接收机低频通道 (Port 2) 的性能测试, 可以看出其线性度和稳定度都较高, 基本能够满足测量梯度波形的需求。最后本文利用该接收机测得的梯度波形, 设置了系统的预加重参数, 有效地减小了梯度线圈引起的涡流。

参考文献:

- [1] Morich M A, Lampman D A, Dannels W R, *et al.* Exact temporal eddy current compensation in magnetic resonance imaging systems[J]. IEEE T Med Imaging, 1988, 7: 247—254.
- [2] Xu Qin(徐勤), Wang He(王鹤), Jiang Yu(蒋瑜), *et al.* A digital preemphasis gradient waveform generator for magnetic resonance imaging(一种具有数字预加重的磁共振成像梯度波形发生器)[J]. Chinese J Magn Reson (波谱学杂志), 2006, 23(1): 11—16.
- [3] Papadakis N G, Martin K M, Pickard J D, *et al.* Gradient preemphasis calibration in diffusion-weighted echo-planar imaging[J]. Magn Reson Med, 2000, 44: 616—624.
- [4] Schmithorst V J, Dardzinski B J. Automatic gradient preemphasis adjustment: a 15-minute journey to improved diffusion-weighted echo-planar imaging[J]. Magn Reson Med, 2002, 47: 208—212.
- [5] Wysong R E, Lowe I J. A simple method of measuring gradient induced eddy currents to set compensation networks[J]. Magn Reson Med, 1993, 29: 119—121.
- [6] Balcom B J, Bogdan M, Armstrong R L. Single point imaging of gradient rise, stabilization, decay[J]. J Magn Reson A, 1996, 118: 122—125.
- [7] Senaj V, Guillot G, Darrasse L. Inductive measurement of magnetic filed gradients for magnetic resonance imaging[J]. Rev Sci Instrum, 1998, 69: 2 400—2 405.
- [8] Xu Qin(徐勤), Shen Jie(沈杰), Jiang Yu(蒋瑜), *et al.* A digital receiver for nuclear magnetic resonance spectrometer(一体化核磁共振数字接收机的设计)[J]. Chinese J Magn Reson(波谱学杂志), 2005, 22(4): 357—365.
- [9] Wang He(王鹤), Li Geng-ying(李颢颖). Combination of inversion and fitting as an effective method for the analysis of NMR relaxation data(反演与拟合相结合处理核磁共振弛豫数据的方法)[J]. Acta Phys Sin(物理学报), 2005, 54(03): 1 431—1 436.

Measuring Gradient Waveform on Low-Field MRI Systems with a Digital Receiver

WANG He, REN Jie-jing, NING Rui-peng, LI Geng-ying *

(Shanghai Key Laboratory of Functional Magnetic Resonance Imaging, Department of Physics,
East China Normal University, Shanghai 200062)

Abstract: A method was proposed to measure the gradient waveform on low-field MRI systems with a digital receiver. The principles underlying such a method were discussed in detail. A variable gain amplifier was used in the digital receiver to modulate the amplitude of RF signal according to the audio-frequency (AF) signal. The performance of the digital receiver was tested and evaluated. It was shown that fitting the gradient waveforms measured with the digital receiver could result in correct pre-emphasis parameters, as demonstrated by evidently reduced eddy currents.

Key words: MRI, eddy current, gradient waveform measurement, digital receiver

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