

文章编号: 1000-4556(2009)01-0044-07

# 基于 DSP 技术的梯度波形发生器

戴祎栋, 宁瑞鹏, 李鯁颖

(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:** 提出一种用于磁共振成像的数字预加重梯度波形发生器. 它基于 PCI 总线, 特点是采用数字信号处理(DSP)技术, 以及高精度、高转换速率、低群延时的数模转换(DA)芯片. 因为所选 DSP 具有很强的实时运算能力, 所以此梯度波形发生器能够包含 5 个不同时间常数及相应幅度的预加重信号处理单元. 本文给出了详细的设计过程, 并给出了实验结果.

**关键词:** 磁共振成像; 梯度波形发生器; DSP; 涡流; 预加重

**中图分类号:** R445.2      **文献标识码:** A

## 引言

在磁共振成像(MRI)中, 梯度磁场发生单元(Pulsed Field Gradient Unit)的基本功能为实现成像体素的空间定位. 它主要由梯度波形发生器、梯度放大器和梯度线圈组成. 梯度波形发生器产生磁共振成像空间编码所需的梯度波形, 经过梯度放大器放大后, 通入梯度线圈, 产生实验所需的梯度磁场. 梯度磁场发生单元的性能会直接影响磁共振图像的质量.

梯度波形发生器的功能是将系统预存在该发生器的板载存储器的原始波形数据转换为模拟梯度波形. 通常, 为了消除涡流对梯度磁场的影响, 还需要加入预加重子单元. 因此, 决定梯度波形发生器性能的因素主要有梯度波形发生器的板载存储器大小, DAC(Digital-to-Analog Converter)的精度, DAC 的转换速率, 预加重的效果, 以及信噪比等.

预加重单元可采用模拟器件来实现, 数控电位器技术也使得模拟预加重电路参数的

收稿日期: 2008-09-09; 收修改稿日期: 2008-10-05

基金项目: 上海市科委资助项目(06DZ22014, 06DZ22922, 06DZ11315).

作者简介: 戴祎栋(1983-), 男, 浙江人, 硕士研究生, 无线电物理专业. \* 通讯联系人: 李鯁颖, 电话: 021-62233286, E-mail: gyli@phy.ecnu.edu.cn.

调节变得容易。但是, 由于模拟器件本身的特性, 该方案容易受到周边环境温度和元器件老化的影响。随着数字集成电路和数字信号处理技术的高速发展, 采用数字技术实现预加重单元已经取得重要进展<sup>[1]</sup>。但是很多数字梯度预加重单元与梯度波形发生器是分离设计的, 使得系统结构较复杂。我们实验室早先设计的数字预加重单元采用了一体化的设计思想, 将波形发生器和数字预加重单元全部集成在单片现场可编程逻辑门阵列芯片中, 大大简化了系统复杂程度<sup>[2,3]</sup>。但当时限于集成电路技术的发展, 采用了 16 位的数模转换器。由于 SRAM(Static Random Access Memory)的容量较小, 使得板上存储空间太小, 只有 512 kB。经过磁共振成像的实际应用, 我们发现 16 位 DAC 存在精度不够的缺点。

由于采用数字预加重方式, 这就需要 DAC 的动态范围比未预加重的梯度波形的动态范围大一些(通常要高出 1 到 2 位), 加上用于一阶线性匀场的静态偏置电流, 这两个因素要占据 DAC 两位的精度。另外, 梯度输出电流需要增益控制, 以满足成像的选层、相位和频率编码的要求, 以 50% 的增益为例, 这样 16 位 DAC 中波形数据可用的实际位数只有 13 位。可表示的最大数为  $2^{13} = 8192$ 。在 MRI 实验中, 若选层方向  $G_s$  与 X 方向梯度  $G_x$  成较小角度  $\alpha$ , 如图 1 所示, 则相位编码方向梯度值  $G_p$  为  $(G_x \sin\alpha, G_y \cos\alpha, 0)$ 。若采用 256 个相位编码步, 则相邻相位编码步 X 分量的变化为  $G_x \sin\alpha / 256$ , 若  $\alpha$  为  $1^\circ$ , 这个变化量为  $8192 \times \sin 1^\circ / 256 \cong 0.56$ 。由此可见采用 16 位的 DAC 在该情况下会出现较大的量化误差。而如果采用 24 位 DAC, 则相同情况下变化量为 143, 大大减小了量化误差。

本实验室设计的带有自触发功能的梯度波形发生器<sup>[4]</sup>解决了部分问题, 但是同时又引入了一个新的问题, 也就是所选用 DAC 的群延时太大, 需要使用“自触发”技术才能解决这个问题。再者该设计使用 FPGA(可编程逻辑门阵列, Filed Programmable Gate Array)实现预加重单元, 这就使得所能包含的不同时间常数及相应幅度的个数受到 FPGA 资源的限制(在该设计中只能包含 3 个不同时间常数及相应幅度)。在一般的成像系统中, 3 个预加重参数对于补偿梯度涡流则略显不足。

针对存在的问题, 本文提出了基于 DSP(Digital Signal Processor)技术的梯度波形发生器。在该设计中, 采用高精度, 高转换速率, 低群延时的数模转换芯片。由于采用了 DSP 技术, 该梯度波形发生器具有 5 个不同时间常数及相应幅度的预加重单元。

## 1 设计

### 1.1 硬件设计

本设计的结构框图如下图 2 所示:

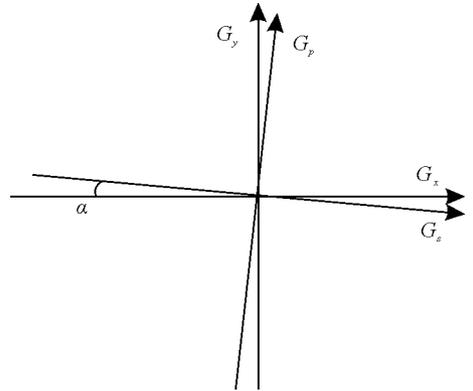


图 1 选层方向的梯度, 它由 X 和 Y 梯度合成

Fig. 1 Slice-selection gradient. Its orientation can be derived from X and Y gradients

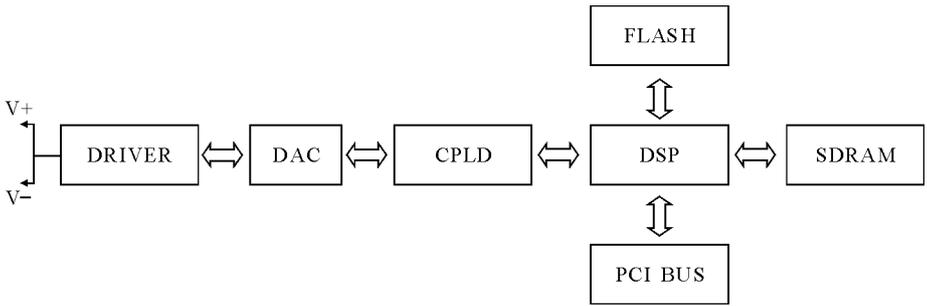


图 2 梯度波形发生器的硬件结构框架图

Fig. 2 Block diagram of the design for the gradient waveform generator

图 2 中的 DSP 为梯度波形发生器系统的核心。我们根据以下几个原则选择 DSP 的型号。首先,因为预加重运算是浮点数运算,所以选用浮点型的 DSP;第二,因为需要做成 PCI 卡集成到实验室的谱仪中,所以须具有和 PCI 总线通讯的接口;第三,以 5 个时间常数的运算量、500 kHz 的速率为例,根据软件仿真, DSP 需具有 1 500 MFLOPS 以上的运算能力。根据以上筛选原则,考虑运算能力的裕量,我们选用的是美国德州仪器公司(TI)的 TMS320C6713B,为一款 32 位通用浮点 DSP,300 MHz 主频,具有 1 800 MFLOPS 的运算能力。实验证明该运算能力能够以 550 kHz 的速率产生包含 5 个时间常数的预加重波形,而商用的 MRI 谱仪一般仅提供 4 个时间常数。因此,我们的设计能很好地增强预加重效果。该 DSP 具有 32 位的外部存储器总线,能与多种存储器无缝连接,如 SDRAM(Synchronous Dynamic Random Access Memory),FLASH, FIFO(First In First Out)。在我们的设计中,SDRAM,FLASH 和 CPLD 分别外挂在外存储器总线的 3 个片选空间。板上 32 M 字节大小的 SDRAM(MT48LC16M16A2, MICRON)用来存放原始梯度波形数据,该存储容量满足绝大部分磁共振成像脉冲序列的要求。而且我们注意到, MICRON 公司的 SDRAM 系列产品具有很好的管脚兼容性,我们可以在不改变印刷电路板(PCB)的前提下采用 64 M 字节的 SDRAM(MT48LC32M16A2, MICRON),只需在 DSP 代码中稍作一些改动即可升级板上存储空间,为将来的扩展保留了空间。由于采用的 DSP 内部没有 ROM,所以 DSP 代码需要存储在外存储器中,以便 DSP 上电复位后能从该存储器中读取代码。该板卡上采用 FLASH(TE28F640J3C-120, INTEL)实现该功能。此 FLASH 具有 8 M 字节的容量,足以存放 DSP 的代码。

DSP 将叠加了预加重效果的波形数据以并行数据的形式输出到同样外挂在外存储器总线上的 CPLD(XC95144XL),由 CPLD 将数据转成串行数据给 DA 芯片。为了提高精度兼顾转换速率,选择了 TI 公司的 PCM1704,该 DA 具有 24 位精度,转换速率为 768 kHz,群延时小(不到 2  $\mu$ s)的特点<sup>[6]</sup>。此 DA 为电流输出型,后级通过电流/电压转换电路将输出转换为电压信号。为了提高信噪比,我们还采用了单端转差分的放大电路对 DA 输出进行了放大和有源滤波。这样可以使最后的输出电压幅度为  $\pm 5$  V,且达到抑制部分共模噪声和高频噪声的目的。滤波器截止频率的选择要在抑制噪声和维持预加重波形高频分量之间折中选择。

DSP 的 16 位宽主机口(Host Port Interface, HPI)与 PCI 桥芯片(PCI9052, PLX

Technology Inc) 构成 DSP 与 PC 机的通路, PC 机将原始波形数据和预加重参数通过该通路分别存储到板上的 SDRAM 或 DSP 内部 RAM 中。

使用 PROTEL99SE 软件完成原理图和 PCB 的设计。板卡的实物图如图 3 所示:

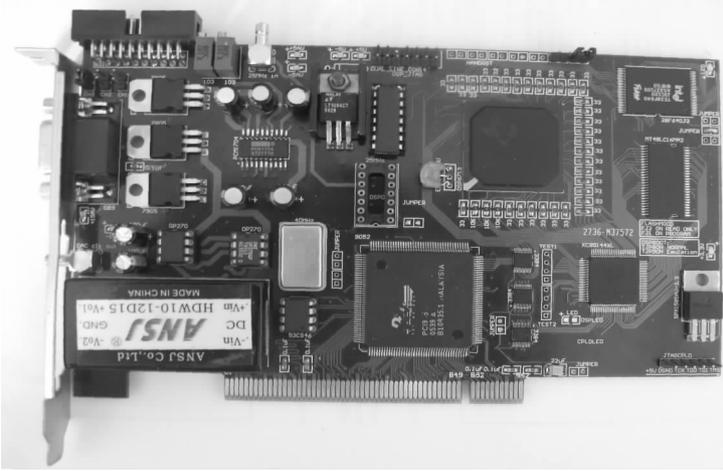


图 3 梯度波形发生器的实物照片

Fig. 3 Photo of the gradient waveform generator

## 1.2 软件设计

由于涡流可以表示成一系列具有不同时间常数, 不同权重的  $e$  指数函数的线性和来表示。差分方程表示如下<sup>[3]</sup>:

$$Y_i(n) = A_i X(n) - A_i X(n-1) + D_i Y_i(n-1) \quad (1)$$

$$D_i = \exp(-1/T_i) \quad (2)$$

其中  $A_i$  和  $T_i$  分别为幅度和时间常数, 而  $X(n)$ ,  $Y_i(n)$ ,  $X(n-1)$ ,  $Y_i(n-1)$  分别为现在的输入、输出和过去的输入、输出。预加重单元最后的输出是 5 个上述差分方程的线性和。最后的输出还需要叠加原始波形和用于匀场的直流偏置。为了保证预加重运算的高精度, 在计算过程中变量都采用单精度浮点数的形式, 在输出时才转化为 DAC 能够识别的 32 位有符号整型数。

在 DSP 代码中, 利用 DSP 片内定时器产生 550 kHz 频率的定时中断, 在中断代码中首先判断是否采集到表示需要更新波形的触发信号, 如果有, 从 SDRAM 中读取下一点的波形数据作为  $X(n)$ , 而将原来的  $X(n)$  作为  $X(n-1)$ , 然后运算得到最后的输出, 经外部存储器总线传给 CPLD。如果没有, 则仍使用上次的  $X(n)$  和  $X(n-1)$  运算。

DSP 的初始化代码中, 将  $X(n)$ ,  $Y_i(n)$ ,  $X(n-1)$ ,  $Y_i(n-1)$  的初值均赋为 0, 这样在第一个更新触发来到之前, DA 输出始终为 0 V, 保护了后级功率放大电路。在实验准备阶段, PC 机将原始梯度波形通过 PCI 桥芯片、DSP 写入板上 SDRAM, 而将使用频率高的时间常数和幅度常数写入寻址更快的 DSP 片内 RAM。实时调整时间常数和幅度常数的值, 最大限度地消除涡流的影响。调整完毕后即可由更新触发脉冲控制梯度波形发生器工作。

DSP 代码的编写在 TI 提供的集成编译环境 CCS 2.0 中完成。它包括了主程序和二

次 Bootloader 代码。DSP 在上电复位后只自动读取 FLASH 中 1 k 的内容, 即二次 Bootloader 代码。采用汇编语言编写的二次 Bootloader 完成外部存储器总线的初始化并从 FLASH 中读取主程序。

FLASH 采用在线编程 (ISP) 的方式写入。在 CCS 环境中, 根据所选 FLASH 的时序编写 FLASH 擦除子函数和写入子函数, 由 CCS 调用完成 FLASH 的擦除和写入。

CPLD 完成系统中所有的胶合逻辑, 包括 PCI9052 与 HPI 的接口, FLASH 的读写接口, DSP 与 DA 的并转串接口。根据实际所需的资源和引脚, 选用了 XILINX 的 XC95144XL (PQ100)。采用硬件描述语言 (VHDL) 在 XILINX 集成编译环境 ISE 6.0 中完成。

DSP 定时器中断代码的流程图如图 4 所示:

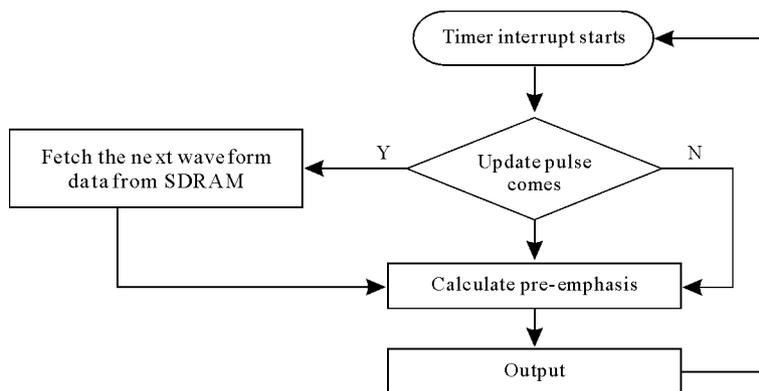


图 4 DSP 定时器中断代码的流程图

Fig. 4 Flow-chart of the timer interrupt in the DSP device

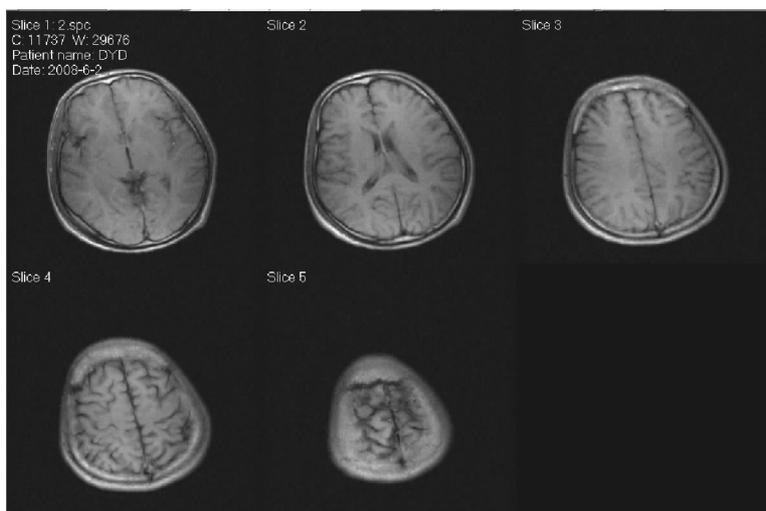


图 5 多片自旋回波序列的人体头部 MRI 图像

Fig. 5 A multi-slice  $T_1$ -weighted 2D-SE MRI of human head

## 2 实验结果

为了验证本文设计的基于 DSP 技术的梯度波形发生器的有效性, 我们将其集成到本实验室自行研发的 0.3 T 永磁开放型 MRI 系统中. 得到的 MRI 实验结果如图 5 所示, 它是常规的多片自旋回波序列的人体头部图像. 实验参数为: 选层方向为横断面, 层数为 5,  $T_R/T_E=28\text{ ms}/400\text{ ms}$ ,  $FOV=24\text{ cm}\times 24\text{ cm}$ , 激发层厚为 1 cm,  $NEX=1$ .

## 3 结论

本文提出了基于 DSP 技术的梯度波形发生器, 并应用于本实验室自行研制的 0.3 T 永磁开放型磁共振成像系统之中, 实验证明其具有良好的性能, 能够满足常规低场磁共振成像的要求. 本设计采用了高性能通用浮点 DSP, 使得梯度波形发生器的数字预加重部分具有高达 5 路的涡流补偿参数(时间和幅度), 且每路的补偿参数均具有很高的精度. 同时, 本设计采用了 24 位高精度 DAC, 使得梯度波形、预加重、以及梯度偏置匀场(一阶线性匀场)均在数字域里完成, 最后才经 DAC 输出. 因此, 本文的设计具有结构紧凑、功能强大、性能稳定和成本低廉等特点, 适用于诸如小型台式和大型临床诊断的磁共振成像系统.

## 参考文献:

- [1] Crooks L E, Richmond. MRI gradient drive current control using all digital controllers; US, 5 442 290 [P]. 1995-8-15.
- [2] Xin Li-jing(辛立静), Wang He(王鹤), Xu Qin(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.
- [3] Xu Qin(徐勤), Wang He(王鹤), Jiang Yu(蒋瑜), *et al.* A digital pre-emphasis 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.
- [4] Liu Yan(刘燕), Ning Rui-peng(宁瑞鹏), Li Geng-ying(李颀颖), *et al.* A Self-triggering gradient waveform generator for MRI scanner(一种具有自触发功能的高精度梯度波形发生器)[J]. Chinese J Magn Reson(波谱学杂志), 2007, 24(4): 433-438.
- [5] Texas Instruments Incorporated. TMS320C6713B data sheet[EB/OL]. <http://www.ti.com>, 2005.
- [6] Burr-Brown Corporation. PCM1704 data sheet [EB/OL]. <http://www.ti.com>, 1998.

## A Gradient Waveform Generator Based on DSP Technology

*DAI Yi-dong, NING Rui-peng, LI Geng-ying\**

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

**Abstract:** A high performance gradient waveform generator based on the peripheral component interconnect (PCI) bus, digital signal processing (DSP) and 24-bit digital-to-analog converter (DAC) technologies were designed and made for uses in magnetic resonance imaging. The main feature of the design is that the gradient waveform generator contains up-to 5 pre-emphasis units with different time constants and corresponding amplitudes. The details about the design of the gradient waveform generator and the experimental result obtained using this device were given in the paper.

**Key words:** MRI, gradient waveform generator, DSP, eddy current, pre-emphasis

---

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