

基于 FPGA 的超导 MRI 的 B_0 涡流补偿算法

陈倩倩, 杨虹, 赵鹏

(中国矿业大学(北京)机电与信息工程学院, 北京 100083)

摘要: 采用可以用 FPGA 实现的算法进行梯度电流预补偿的方法进行 B_0 涡流的补偿。鉴于 FPGA 具有高速并行处理和状态机无限循环的特点, 设计了一种从开机到断电, $1\mu\text{s}$ 计算一次不间断的 B_0 涡流补偿的模式。试验证明, 该方法通用性好、速度快、体积小、成本低。

关键词: 核磁共振成像; 涡流补偿; FPGA

中图分类号: TP399

文献标识码: A

文章编号: 1674-7720(2013)12-0042-03

B_0 eddy current compensation algorithm of superconducting MRI based on the FPGA

Chen Qianqian, Yang Hong, Zhao Peng

(Department of Computer Science and Technology, China University of Mining & Technology, Beijing 100083, China)

Abstract: In this paper, the algorithm can be implemented with FPGA pre-compensation method of gradient current B_0 eddy current compensation. In view of the FPGA with the characteristics of high-speed parallel processing and state machine infinite loop, this paper designs a power failure from the start to $1\mu\text{s}$ calculate the continuous B_0 eddy current compensation mode. Test to verify the method versatility, speed, small size and low cost.

Key words: MRI; eddy current compensation; FPGA

涡流的存在将严重影响核磁共振的成像效果, 原因是梯度场的变化受涡流的影响非常严重, 甚至会出现畸变。减小涡流影响的途径有很多种。例如, 最初的方法是采用电阻很高的材料来制造磁体, 或者增加一个辅助梯度线圈, 用来抵消涡流所产生的磁场等。然而, 以上途径需要重新设计系统会使成本大幅增加。现在实际应用中, 最常用也最简便的方法是采用梯度电流的预增强补偿技术, 即在涡流产生前预先对梯度电流进行补偿, 通过改善梯度电流质量来调节梯度场, 在这里电流预补偿是通过 B_0 涡流补偿算法来实现的, 如图 1 所示。其中图 1(a) 为理论梯度电流, 图 1(b) 为理论上的梯度电流预补偿效果。

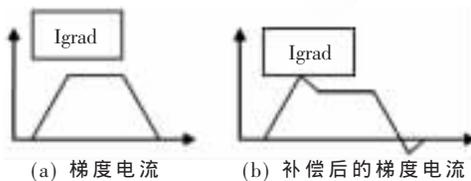


图 1 梯度电流及其预补偿效果

近年来随着数字电路技术的发展, 针对 B_0 涡流补偿算法的实现方法主要分为两种: 多片 DSP 并行实现算法

和单片 FPGA 实现算法。早先的商用核磁共振谱仪采用多片 DSP 并行处理的方案, 虽然 DSP 在算法实现上比 FPGA 相对容易一些, 但是由于 DSP 为上层处理芯片, 且为顺序执行架构, 因此存在很多缺点, 如设计复杂、成本高、体积大等。虽然采用一片 DSP 实现 B_0 涡流补偿计算模块能简化设计, 但 DSP 的顺序执行架构使得 x 、 y 、 z 三路补偿结果存在 μs 级的误差, 很难达到同步效果, 即使可以进行预同步处理, 也不能达到真正的同步效果。与 DSP 为主要芯片的方案相比, 基于 FPGA 的 B_0 涡流补偿模块可以提供 ns 级的并行误差、较高的处理速度和设计灵活性, 从而满足 B_0 涡流补偿高速并行且实时性的要求。因此本文设计了一种基于 FPGA 的 B_0 涡流梯度补偿原理, 通过 VHDL 语言完成基于 FPGA 的 B_0 涡流梯度补偿算法, FPGA 设计平台为 QuartusII 9.1^[1-2]。

1 算法设计与实现

1.1 B_0 涡流补偿算法综述

B_0 涡流补偿可分为 x 、 y 、 z 三系涡流补偿, 在本系统中每个方向上涡流又有 4 个时间常数和幅度常数, 而整个 B_0 涡流的补偿需要先把每一个方向上的 4 个时间和幅度常数综合, 然后再将综合后的 x 、 y 、 z 三系补偿进行

图形、图像与多媒体

综合,即得到整个 B_0 场的涡流梯度补偿。 B_0 涡流补偿算法的结构图如图 2 所示。

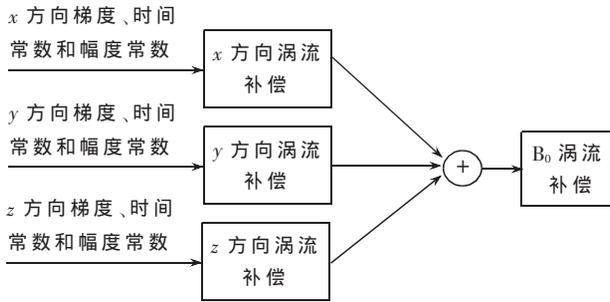


图 2 B_0 涡流补偿算法结构图

1.2 算法推导

(1) 涡电流的空间依赖性: 如果 (\vec{x}, t) 是脉冲梯度线圈产生的涡流磁场的 z 分量, 然泰勒展开式为:

$$B_e(\vec{x}, t) = b_0(t) + \vec{x} \cdot \vec{g}(t) + \dots \quad (1)$$

其中, 第 1 部分通常被称为 B_0 涡流, 第 2 部分称为线性涡流。 $\vec{g}(t)$ 的 3 部分 g_x 、 g_y 和 g_z 分别代表沿 x 、 y 、 z 3 个物理梯度轴的涡流梯度。绝大部分涡流对图像产生的不利影响都由这两部分产生, 所以高阶项通常不考虑。

(2) 涡流的时间依赖性: 梯度线圈之间的互感和梯度线圈的物理结构特性允许涡流减小, 因此涡流产生的磁场可以表示为:

$$g(t) = -\frac{dG}{dt} \otimes e(t) \quad (2)$$

其中, G 是理想的应用梯度波形; $g(t)$ 表示式(1)中特定的空间依存产生的涡流; \otimes 表示卷积; $e(t)$ 是涡流脉冲响应, 表示为指数衰变的和:

$$e(t) = H(t) \sum \partial_n^{-t/\tau_n} \quad (3)$$

其中, $H(t)$ 函数为:

$$H(t) = \begin{cases} 1, & t \geq 0 \\ 0, & t < 0 \end{cases} \quad (4)$$

式(3)有充分足够的特点来体现涡流效应。

原则上, 常数 ∂_n 和 τ_n (称为幅度常数和时间常数), 可以由感应电感和电阻计算出, 通常振幅和时间常数必须由个人经验来进行测量。涡流效应通常要比 LR 模型电路中的指数衰减计算来得复杂。式(1)可以由式(2)中每个梯度线圈激发的涡流来表示。例如, B_0 的涡流补偿算法是:

$$b_0(t) = -\frac{dG_x}{dt} \otimes e_{0x}(t) - \frac{dG_y}{dt} \otimes e_{0y}(t) - \frac{dG_z}{dt} \otimes e_{0z}(t) \quad (5)$$

因为 B_0 涡流可分为 x 、 y 、 z 3 系分量, 而 x 方向的线性涡流分量 g_x 可以表示为:

$$g_x(t) = -\frac{dG_x}{dt} \otimes e_{xx}(t) - \frac{dG_y}{dt} \otimes e_{xy}(t) - \frac{dG_z}{dt} \otimes e_{xz}(t) \quad (6)$$

类似地, y 和 z 方向的涡流补偿公式如式(6)所示。每个脉冲响应函数 $e_{ij}(t)$ 是式(3)中指数衰减数列之和, 但每

次一般都有一套不同的 ∂_n 和 τ_n 。式(6)中的第一部分被称为直接线性项, 因为它代表一个由主磁场中 x 方向梯度产生的 x 方向的涡流场的梯度。式(6)中的第 2 个和第 3 个部分被称为交叉项, 通常远小于直接线性项, 通常在实际算法实现过程中不予考虑^[3-5]。

在式(3)中, ∂_n 为幅度常数, τ_n 为时间常数, 但在实际应用中用 FPGA 实现有很大难度, 即使能实现, 也会浪费很多系统资源, 不符合节约成本的要求。所以在本系统中把 e^{-t/τ_n} 作为一个整体直接由 DSP 计算出结果后, 作为整体的时间常数传送给 FPGA 再做处理。

在本系统中一共有 4 组时间常数和幅度常数, 所以式(3)的冲激响应函数可变为:

$$e(t) = H(t) \sum_4 \partial_n e^{-t/\tau_n} \quad (7)$$

在实际的计算中, 只计算时间大于等于零时的数据, 所以式(7)变为:

$$e(t) = \sum_4 \partial_n e^{-t/\tau_n} \quad (8)$$

将式(8)带入式(2)可得:

$$g_x(t) = -\frac{dG_x}{dt} \otimes \sum_4 \partial_n e^{-t/\tau_n} \quad (9)$$

由于任意函数和冲激函数的卷积等于该函数和冲激函数的积, 因此式(9)可变为:

$$g_x(t) = -\frac{dG_x}{dt} \times \sum_4 \partial_n e^{-t/\tau_n} \quad (10)$$

将时间常数看作一个整体, 设为 T , 可得:

$$g_x(t) = -\frac{dG_x}{dt} \times \sum_4 \partial_n T \quad (11)$$

将式(11)分解成可以用 FPGA 实现的多项式形式:

$$\begin{aligned} G_0' &= G_0 \\ G_1' &= G_1 + \underbrace{\Delta G_1 \sum_4 A_n \cdot T_n}_{\text{补偿项}} \\ G_2' &= G_2 + \underbrace{\Delta G_2 \sum_4 A_n \cdot T_n + \Delta G_1 \sum_4 A_n \cdot T^2}_{\text{补偿项}} \\ &\vdots \\ G_n' &= G_n + \underbrace{\Delta G_n \sum_4 A_n \cdot T_n + \Delta G_{n-1} \sum_4 A_n \cdot T^2}_{\text{补偿项}} \end{aligned} \quad (12)$$

式(12)即为 x 方向的涡流补偿公式, 同理可得, y 、 z 方向的涡流补偿公式都与式(12)一样。最后 B_0 涡流补偿公式即为 3 个公式的综合。

1.3 算法的 FPGA 实现与仿真

将式(12)用 MATLAB 进行仿真测试, 发现该算法可以满足工程需要, 完全可以达到涡流补偿所要求的结果, 且能用 FPGA 实现。在实际应用中, 一旦开启机器, 该模块就不间断地进行该算法的计算, 以取得需要的结果, 但是系统的主时钟频率为 50 MHz, 本模块需要 $1 \mu\text{m}$

《微型机与应用》2013 年 第 32 卷 第 12 期

图形、图像与多媒体

Image Processing and Multimedia Technology

计算一次且一直不间断地进行计算,所以在实际开发中需要对该模块作相应的调整。 x 、 y 、 z 3 个通道的补偿必须同时进行,且同步误差不能超过 7 ns。而 FPGA 的并行架构正好可以用来完成 3 个通道的同步计算。

FPGA 实现了过去需要若干 DSP 完成的涡流补偿计算功能,包括梯度波形读取、增益控制、涡流补偿算法、预增强(Pre-Emphasis)、直流偏置以及并串转换等。FPGA 通过 3 级流水完成上述计算功能:第 1 级流水包括梯度波形读取、增益控制、涡流补偿计算,最短时间间隔为 $1\ \mu\text{s}$;第 2 级流水包括 Pre-Emphasis 与直流偏置,时间间隔固定为 $1\ \mu\text{s}$;第 3 级流水实现并串转换,时间间隔也是 $1\ \mu\text{s}$ 。FPGA 的涡流补偿计算流程如图 3 所示。

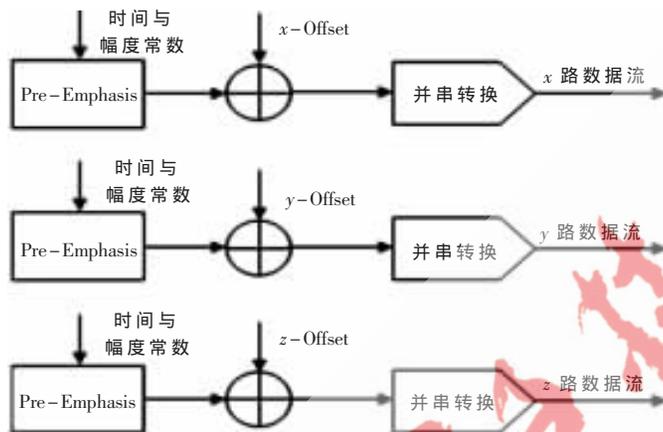


图 3 涡流补偿计算流程图

Pre-Emphasis 的时间常数与幅度常数均预存在 FPGA 的 RAM 中, x -Offset、 y -Offset、 z -Offset 分别为 x 、 y 、 z 路的偏置量,最后输出的串行数据流为 20 bit。每一路的 Pre-Emphasis 均有 4 个时间常数及其相应的幅度常数,时间常数字长 32 bit,幅度常数字长 16 bit。

2 系统测试结果

该算法经设计完成后,在苏州安科医疗系统有限公司 1.5T 超导核磁共振 8 通道谱仪系统上进行测试仿真。图 4 是对整个 B_0 涡流算法的 FPGA 程序进行仿真后在示波器上显示的结果。在该仿真中用了 4 组时间常数及 4 组幅度常数,且经过前端放大器进行了放大处理,并已经接受了来自 DSP 传送的相应的梯度数据。与图 1 (b)理论补偿结果比较,证明该算法完全可以实现涡流补偿的功能且能用于实际工程产品中。

基于 FPGA 的 B_0 涡流算法补偿模块是在总结了当前常用的涡流补偿方法缺点的前提下,并在分析了用 FPGA 实现算法的特点的基础上,提出的一种用 FPGA 实现 B_0 涡流补偿算法,以便能更快速高效地实现对涡流的补偿方法。该技术旨在解决当前严重制约超导核磁共振成像系统成像效果的涡流问题,在补偿效果的前提下,实现高速补偿与经济耐用相结合,实现经济性、快速性的目标,从而有效地减少超导核磁共振成像时因为涡

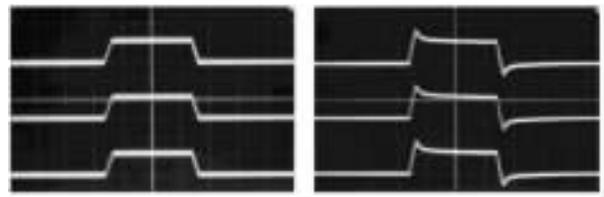


图 4 最终仿真结果

流产生的伪影,提高成像质量。

本文提出的基于 FPGA 的 B_0 涡流补偿算法技术是一种新的基于计算机硬件层面的涡流补偿技术。从该技术的提出再到其整个模块的开发制造,最后将其应用于实际工作是一个长期的系统工程,期间不可避免地会出现反复验证,甚至推倒重来的过程,这就需要课题组的所有成员共同努力,坚持不懈地进行研究工作。

参考文献

- [1] 祖栋林.核磁共振成像学[M].北京:高等教育出版社,2004.
- [2] 肖亮,汤伟男,王为民.基于单片 FPGA 的磁共振成像梯度计算模块[J].波普学杂志,2010(2):163-171.
- [3] MARTIN E F, SIMON P, IAN R S, et al. A programmable eddy-current compensation system for MRI and localized spectroscopy [J]. J Magn Reson, 1997, 7(2): 455-458.
- [4] JEHENSON P, WESTPHAL M, SCHIFF N. Analytical method for the compensation of eddy-current effects induced by pulsed magnetic field gradient in NMR systems [J]. Jour. of Magnetic Resonance, 1990, 90(2): 264-278.
- [5] VAN J J, BERGMAN A H. Optimization of eddy-current compensation[J]. Philips Research Laboratories, Newtherlands, 1989(11):52-70.

(收稿日期:2013-02-21)

作者简介:

陈倩倩,女,1988 年生,硕士研究生,主要研究方向:计算机图形图像。

杨虹,女,1986 年生,硕士研究生,主要研究方向:计算机图形图像。

赵鹏,男,1981 年生,硕士研究生,主要研究方向:计算机技术。