

基于可编程计算架构的诊断超声信号处理系统设计

王录涛¹ 王 微² 吴 锡¹

¹(成都信息工程大学计算机学院 四川 成都 610103)

²(电子科技大学电子工程学院 四川 成都 611731)

摘 要 诊断超声信号处理系统的可编程与可重构性对于超声成像技术研究有着极其重要的意义。给出一种基于可编程计算架构的诊断超声成像系统的结构组成与实现方法。系统具有 48 路并行发射通道与回波信号接收通道,可实现 128 阵元线阵或 48 阵元相控阵换能器的激励信号的产生、回波信号调理与 50 MHz、12 bit 同步采集与接收。数字化回波数据在 Virtex6 FPGA 内经解串、波束合成、正交解调后送入 TMS320C64x + DSP 进行组织图像重建。在系统软件控制下,DSP 通过控制 FPGA 内的信号处理代码可实现系统功能的重构,以满足新一代成像算法开发与验证需求。

关键词 超声成像 可编程计算 波束合成 系统架构

中图分类号 TP3 文献标识码 A DOI: 10.3969/j.issn.1000-386x.2017.01.037

DESIGN OF MEDICAL ULTRASOUND SIGNAL PROCESSING SYSTEM BASED ON PROGRAMMABLE COMPUTING ARCHITECTURE

Wang Lutao¹ Wang Wei² Wu Xi¹

¹(School of Compute Science and Technology , Chengdu University of Information Technology , Chengdu 610103 , Sichuan , China)

²(School of Electronic Engineering , University of Electronic Science and Technology of China , Chengdu 611731 , Sichuan , China)

Abstract The availability of programmable and reconfigurable signal processing system has a considerable impact on the research of medical ultrasound imaging technology. Thus , a medical ultrasound signal processing system structures based on programmable computing architecture and its implementation is presented. This system consists 48 parallel transmitting and 48 parallel receiving channels which are capable of transmitting high power pulses , conditioning echoes and 12 bit sampling at a 50 MHz rate. Subsequently , the digitized signal samples are de-serialized , beam formed and demodulated by using a virtex6 FPGA and then they are sent to TMS320C64x + DSP to reconstruct the tissue images. Under the control of the system software , DSP is able to reconfigure the system function by controlling the signal processing codes in FPGA. This provides a flexible platform for supporting the development of new algorithms and emerging new ultrasound imaging applications.

Keywords Ultrasound imaging Programmable computing Beamforming System architecture

0 引 言

现代诊断超声成像装置采用数字阵列处理技术提高成像分辨率与对比度,要求数字前端的流数据处理能力达到数 GB/s^[1]。受成本、功耗与占用空间等多方面因素制约,商业诊断超声成像系统多采用高度集成

化的定制芯片实现回波信号的波束合成与成像处理^[2,3],造成单个阵元接收回波信号难以获取,因而无法满足新兴成像技术研究以及自适应波束合成等高级波束合成算法研究的需求。

近年来,大规模可编程逻辑器件(FPGA)与每秒可执行数 G 次乘累加运算的高性能 DSP 的出现,基于可编程计算的诊断超声信号处理器的设计成为可

收稿日期: 2015-10-28。国家自然科学基金项目(61071191)。王录涛,讲师,主研领域:高性能嵌入式计算,医学信号处理,阵列信号处理。王微,博士。吴锡,副教授。

能^[4,5]。Denmark 科技大学基于 FPGA 开发的 RAS-MUS 系统,可用于阵列换能器任意发射与接收策略的组合研究^[6]。Boni 等采用自主开发的 ULA-OP 超声成像研究平台,研究了多普勒矢量处理、脉冲压缩编码技术在超声成像中的应用,以及弹性成像、高帧频成像等新一代成像技术的可编程、可重构实现方法^[7,8]。Alqasemi 等设计的基于 FPGA 的可重构处理器可实现 B 模式与光声成像两种不同成像模式的实时切换与联合配准成像,显著提高了肿瘤的诊断能力^[9]。

为从前端信号处理出发研究影响成像质量的因素,增加现有系统的工作模态与提高系统集成度,本文详细阐述了一种采用可编程计算架构的诊断超声成像信号处理系统设计方案。系统具有 48 并行发射与接收通道,可实现 128 阵元线阵换能器或 48 阵元相控换能器的声波空间合成与回波信号的并行调理与 12 bit 精度采样,采样速率可达 50 MHz。回波信号波束合成、正交解调与滤波等核心前端信号处理在 Virtex6 FPGA 中实现。作为系统主控单元,FPGA 还负责产生系统工作时序、同步各信号处理单元的数据处理以及 DSP 的实时数据交换。TMS320C64x + DSP 则接收 FPGA 产生的复基带信号,重建待测组织的图像。为满足不同成像应用对波束合成算法、存储空间的需求差异,FPGA 程序设计充分利用可重构设计技术,以实现资源的优化利用。

1 诊断超声成像系统

图 1 给出了诊断超声成像系统数据信号处理构成。系统由发射前端、接收前端、波束处理单元、信号处理单元和图像处理单元组成^[1]。发射前端差生可用于声波空间合成的高压脉冲信号。回波信号经时间增益补偿 TGC(Time Gain compensation) 后送入模数转换器(ADC) 进行数字化处理。波束合成器接收多通道数字化回波信号并进行相干叠加以增强接收信号信噪比(SNR) 与成像空间分辨率。正交解调模块包含混频与低通滤波信号处理单元,将以换能器中心频率为载波的射频回波信号变换为复基带信号。复基带信号经包络检波、对数压缩等处理后可用于 B 模式成像处理,也可送入多普勒信号处理器,经杂波抑制后估计血流速度、功率等参数并进行成像显示。

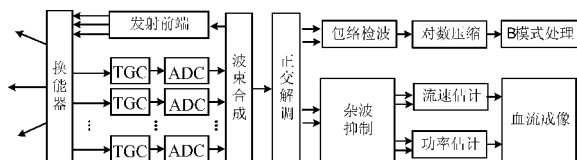


图1 诊断超声成像系统数据处理

诊断超声成像系统根据声波在人体中传播时所呈现的声学特征差异来获得组织和器官的细微结构的图像。回波信号的特征决定了系统采样电路的特征与数据处理能力。首先,超声回波信号可认为是调制在换能器中心频率上的具有一定带宽的射频信号,而常用换能器工作频率一般低于 20 MHz。根据 Nyquist 采样理论,为防止信号混叠,同时减少接收回波信号失真,采样频率应高于换能器中心频率的 4 ~ 10 倍^[1]。其次,由于组织对声波的衰减作用,换能器接收回波信号幅度通常在 10 ~ 30 μV_{pp} 范围,经低噪声放大后,仍需模数转换器具有 60 dB 以上的接收范围。为高质量重构待测目标的声像图,采样模块至少应具有 12 bit 采样精度、50 MHz 采样速率,当系统采用 64 独立接收通道时,其实时数据处理能力则需达到 4.8 GB/s。因此,诊断超声成像信号处理对处理器的计算能力与流数据处理能力提出了极高的要求。为满足不同应用场合的成像需求与新的成像技术研究需求,如合成孔径成像、脉冲编码成像与光声成像等^[8,9],则要求波束合成、正交解调与杂波抑制等核心信号处理模块具有在线重构能力。

2 系统架构

为满足诊断超声成像信号处理计算密度高、流数据处理能力强的需求,图 2 给出了采用可编程计算架构的系统实现框图,系统主要包含模拟前端与数字处理两部分。

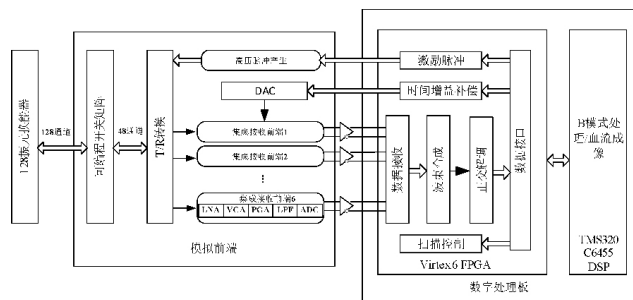


图2 系统结构框图

模拟前端由 48 发射通道和 48 模拟信号接收通道构成,可编程 128 × 48 矩阵开关用于选择采用线阵换能器时本次扫描采用的阵元,本设计选用的线阵换能器阵元数为 128。发射通道采用 12 片 Supertex HV748^[10] 产生 48 路双极性脉冲信号,激励换能器产生符合系统安全功率规定的超声波。T/R 转换采用 TI TX810^[11] 实现发射、接收通道的信号隔离。集成接收前端 AFE5805(6 片,每片 8 通道)对 48 路回波信号进行调理,通过低噪声放大、15 MHz 低通滤波与 TGC 处

理后,经 ADC 量化产生每通道 50 MHz、12 bit 的采样数据流。

数字处理部分采用 Xilinx V6LX240T FPGA^[12] 与 TI TMS320C6455 DSP^[13]。FPGA 接收 DSP 发送的系统工作参数,产生可用空间波束合成的 48 路低压激励脉冲信号。在接收模式下, FPGA 解析采用 LVDS 传输的 48 路数据量化回波信号,经实时波束合成与正交解调,得到回波的复基带数据。DSP 外接 512 MB DDR SDRAM 用以临时存储系统工作参数以及配置文件以及满足图像处理的需要。系统工作参数以及配置文件包括系统增益控制参数、波束合成参数、滤波器系数等。图像重建与增强需要复杂图像处理算法支撑,且相应运算多采用块处理模式,该部分功能也采用 DSP 实现。

模拟前端与数字处理接口信号包括 48 对模拟回波及采集时序控制 LVDS 信号、48 通道发射脉冲触发控制信号、高压脉冲产生模块、高压开关阵列、数据采集模块的控制信号等。为满足高速数据传输时的信号完整性要求,采用符合 FMC(FPGA Mezzanine Card)标准的 SEMTEC ASP134486^[14] 与 ASP134488^[15] 接插件。FMC 标准用于增强 FPGA 接口应用的灵活性,其独特的差分对布局可支持高达 10 GB/s 的信号传输速率。

3 FPGA 信号处理器设计

FPGA 信号处理器作为核心信号处理器,用以完成超声成像的前端信号处理工作,同时负责产生系统的工作时序。FPGA 信号处理器首先接收来自 DSP 的系统工作参数,完成模拟前端初始化工作,然后根据成像帧频、每帧图像包含的扫描线数与每条扫描线包含的像素数等参数产生线同步、帧同步等系统工作时序信号。在发射模式下,根据发射聚焦空间位置产生 48 路具有不同时间延迟量的发射激励脉冲。在接收工作模式下依次完成 48 路并行 300 MHz ADC LVDS 输出信号差分至单端转换、串行信号解析与缓存、实时波束合成、正交解调处理,解调后复基带数据在接口 RAM 中进行缓存。最后在线同步脉冲控制下,接口控制模块读取接口 RAM 中的复基带数据并由 SRIO 接口发送至 DSP,实现前端信号处理与后端图像处理的并行运行。程序采用 Verilog HDL 编写,功能框图如图 3 所示。

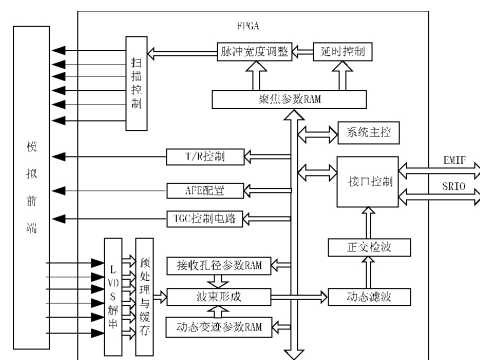


图 3 FPGA 功能框图

FPGA 信号处理器主要功能单元实现如下:

(1) 发射激励脉冲产生

发射激励脉冲产生单元根据参数 RAM 中的延时参数,同步产生 48 路发射脉冲信号,实现发射声波的空间聚焦。延时参数由 DSP 根据换能器与发射焦点的集合关系计算得到。为获得具有良好空间指向性的合成波束,发射激励脉冲产生单元工作时钟频率设定为 200 MHz,各通道相对延时量化误差控制在 5 ns。

(2) TGC 处理

TGC 用于补偿生物组织对声波的衰减。系统由 DSP 根据检测深度、组织特性等因素计算补偿参数,由 FPGA 控制数模转换器 TLV5619 产生电压控制信号,控制 AFE5805 的可变增益放大器 VGA(Variable-gain Amplifier),实现接收回波信号沿距离向增益的动态调整。

(3) 接收数据预处理与缓存

通过各通道接收数据的幅度校正与直流偏置调节,接收预处理单元可以有效降低各接收通道处理误差。预处理后数据在双口 RAM 中进行缓存以便于波束合成处理。双口 RAM 的存储深度 N 由当前探测深度 d 与 ADC 采样时钟频率 f_{clk} 决定:

$$N = \frac{d \cdot f_{clk}}{2c} \quad (1)$$

其中 $c = 1054 \text{ m/s}$,为声波在人体中的传播速度。

(4) 接收波束合成

与发射聚焦不同,接收波束合成通过控制每一个合成像素点的 48 路接收信号的相对延时量、接收孔径与幅度加权值,可实现逐点聚焦并提高成像分辨率的空间一致性。接收波束合成单元首先根据当前焦点位置与各通道时间延迟量产生 48 通道接收双口 RAM 的读地址,实现各通道回波信号的粗延时处理。差值运算模块在 DSP 控制下选用线性差值、lagrange 差值或 FIR 差值方法,根据粗延时处理后的接收回波数据计算当前用于波束合成的回波信号值,进而提高接收延时控制精度,减小波束合成时的幅度误差。接收孔径

RAM 与动态变迹 RAM 用以存储 48 通道的孔径控制参数与信号幅值加权参数,存储深度与接收双口 RAM 深度相同。根据探测深度选择不同的波束合成孔径与赋予各通道接收回波信号不同的权值,实现变孔径与变迹处理。接收波束合成单元如图 4 所示。

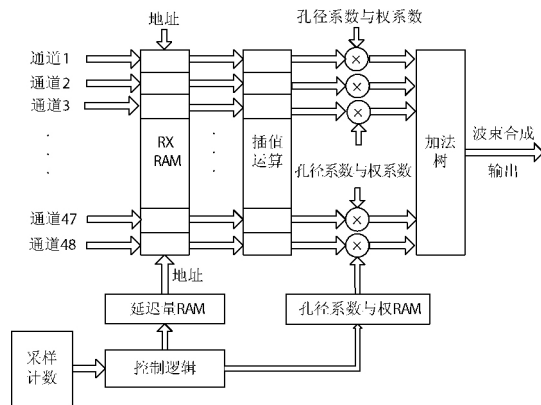


图 4 接收波束合成单元原理框图

(5) 正交解调

正交解调模块的 FPGA 代码主要包含数控振荡器 (NCO)、混频、低通滤波三个部分。NCO 产生与载波频率一致的正弦与余弦波,分别与合成回波射频数据相乘,相乘结果经低通 FIR 滤波后得到用以成像的复基带信号并在接口 FIFO 中进行存储,接口 FIFO 的存储深度与每条扫描线包含的像素数相等。

(6) 系统主控与可重构性设计

系统主控单元精确控制各信号处理单元的工作时序与数据交换。根据 DSP 提供的系统成像工作模式指令,FPGA 动态重构发射与波束合成单元的 FPGA 代码、正交解调滤波器系数 RAM、接收数据 RAM 与复基带信号 FIFO 的存储结构。然后在系统复位及采集控制指令下,启动新的数据采集与信号处理工作。

4 结果分析

表 1 汇总了在 ISE 14.5 中布局布线后的 FPGA 资源使用情况。分布式逻辑主要用于系统控制逻辑以及模块间同步逻辑,块 RAM 用于接收数据缓存、动态聚焦时间延迟参数、变迹参数存储以及正交解调后基带回波数据的存储。差值运算、动态变迹与正交解调后的滤波操作需要进行大量乘法运算,因而乘法资源使用比例较高。

表 1 FPGA 资源使用情况

FPGA 资源类型	使用量	总量	使用率
LUT	51 244	150 720	34.0%
全局时钟(BUFG)	1	32	3.1%
块 RAM	200	416	48.1%
乘法器(DSP48E1)	360	768	46%

采用工作频率为 7.5 MHz、128 阵元的线阵,对仿组织体模进行成像。图 5 给出了存在轴向 5 个散射质点时的回波数据处理结果。其中 (a) 给出了未经 TGC 处理的 48 通道射频数据波束合成后的结果,从图中可以看出,位于第 2000 个采样点处的弱目标回波信号仍可以有效分辨出来;(b) 给出了正交解调后的回波数据处理结果,从图中可以看出第 2000 个采样点处的目标回波信号的幅度约为 -35 dB,满足成像动态范围需求。为便于成像比较,(b) 对正交解调后数据进行了对数压缩处理。

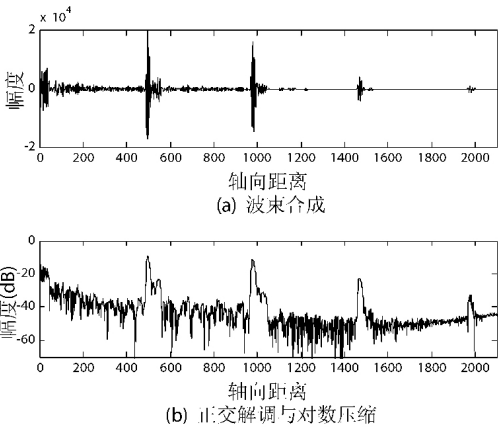


图 5 回波数据处理

正交解调后数据在 Matlab 中重建成像结果如图 6 所示。在图 6 中,近场与远场点目标清晰可见,且成像较为均匀、致密。因此,本文设计的 FPGA 信号处理系统在视场内可获得具有较高成像分辨率于较小的几何失真度的目标结构图像。

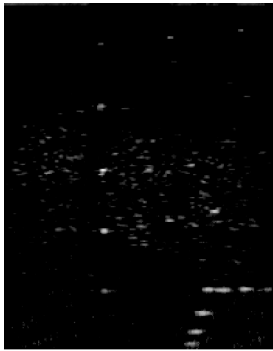


图 6 成像结果

5 结 语

高密度计算与高数据处理带宽是相控诊断超声信号处理的显著特点。采用高性能 FPGA 与可编程计算架构设计诊断超声信号处理器,将处理任务划分为阵元回波信号接收、TGC、动态波束合成、正交解调与数据传输接口等单元并进行编程实现,使得从信号前端出发分析影响成像质量的因素成为可能。此外,可编

程计算架构极大方便了自适应波束合成技术等高级信号处理技术,以及合成孔径成像、脉冲编码、光声成像等新兴成像技术在超声成像系统中的应用研究,对于增加诊断超声系统的工作模式,提升诊断水平有着极其重要的意义。

参 考 文 献

- [1] Prince J L, Links J M. Medical Imaging Signals and Systems [M]. Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall, 2006.
- [2] Karaman M, Atalar A, Koymen H. VLSI circuits for adaptive digital beamforming in ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1993, 12(4): 711-720.
- [3] Kim I, Kim H, Griggio F, et al. CMOS ultrasound transceiver chip for high-resolution ultrasonic imaging systems [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2009, 3(5): 293-303.
- [4] Camacho J, Martinez O, Parrilla M, et al. A strict-time distributed architecture for digital beamforming of ultrasound signals [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2010, 59(10): 2716-2723.
- [5] Cheung C C P, Yu A C H, Salimi N, et al. Multi-channel pre-beamformed data acquisition system for research on advanced ultrasound imaging methods [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2012, 59(2): 243-253.
- [6] Jensen J A, Holm O, Jensen L J, et al. Ultrasound research scanner for real-time synthetic aperture data acquisition [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2005, 52(5): 881-891.
- [7] Tortoli P, Bassi L, Boni E, et al. ULA-OP: An advanced open platform for ultrasound research [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2009, 56(10): 2207-2216.
- [8] Boni E, Bassi L, Dallai A, et al. A reconfigurable and programmable FPGA-based system for nonstandard ultrasound methods [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2012, 59(7): 1378-1385.
- [9] Alqasemi U, Li H, Aguirre A, et al. FPGA-based reconfigurable processor for ultrafast interlaced ultrasound and photoacoustic imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2012, 59(7): 1344-1353.
- [10] Supertex Inc. Four-channel, high speed, $\pm 75V$ 1.25A ultrasound p-ulser [EB/OL]. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/HV748.pdf>.
- [11] Texas Instruments. Fully-Integrated, 8-channel analog frontend for ultrasound 12-Bit, 50MSPS, 122mW/Channel [EB/OL]. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe5805.pdf>.
- [12] Xilinx Inc. Virtex-6 family overview [EB/OL]. http://www.xilinx.com/support/documentation/data_sheets/ds150.pdf.
- [13] Texas Instruments. TMS320C6455 fixed-point digital signal processor [EB/OL]. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tms320c6455.pdf>.
- [14] Samtec Inc. ASP-134486-01 [EB/OL]. <https://www.samtec.com/connectors/high-speed-board-to-board/high-density-arays/searay>.
- [15] Samtec Inc. ASP-134488-01 [EB/OL]. <https://www.samtec.com/connectors/high-speed-board-to-board/high-density-arays/searay>.

(上接第 132 页)

的 HSMP LSP 建立机制,也通过 IETF 提交了标准 draft-jjb-mpls-rsvp-te-hsmp-lsp^[2],并且已经被 IETF 的 MPLS 工作组接受为工作组文稿。

6 结 语

通过使用 HSMP LSP 进行 IEEE1588v2 协议的承载,既高效利用了网络带宽资源,又达到时钟同步的精度要求。同时,HSMP LSP 作为一种新型的 LSP,已经被 IETF 正式标准化。在可预见的未来,HSMP LSP 会被应用到更加广泛的领域。

参 考 文 献

- [1] Jin L, Jounay F, Wijnands I, et al. LDP Extensions for Hub & Spoke Multipoint Label Switched Path [R]. RFC7140 2014.
- [2] Jin L, Jounay F, Bhatia M, et al. Hub and Spoke Multipoint Label Switched Path Tunnels [R]. draft-jjb-mpls-rsvp-te-hsmp-lsp-04 2013.
- [3] Davari S, Oren A, Bhatia M, et al. Transporting Timing messages over MPLS Networks [R]. draft-ietf-tictoc-1588overmpls-03 2013.
- [4] IEEE Instrumentation and Measurement Society. IEEE Std 1588™ – 2008 IEEE Standard for a Precision Clock Synchronization Protocol for Networked Measurement and Control Systems [S]. 2008.
- [5] Berger L. Generalized Multi-Protocol Label Switching (GMPLS) Signaling Resource Reservation Protocol-Traffic Engineering (RSVP-TE) Extensions [R]. RFC 3473 2003.
- [6] Aggarwal R, Papadimitriou D, Yasukawa S. Extensions to Resource Reservation Protocol-Traffic Engineering (RSVP-TE) for Point-to-Multipoint TE Label Switched Paths (LSPs) [R]. RFC 4875 2007.
- [7] Wijnands I, Minei I, Kompella K, et al. Label Distribution Protocol Extensions for Point-to-Multipoint and Multipoint-to-Multipoint Label Switched Paths [R]. RFC 6388 2011.
- [8] Roux J L L, Morin T. Requirements for Point-to-Multipoint Extensions to the Label Distribution Protocol [R]. RFC 6348 2011.