

基于现场可编程门阵列的高分辨率超声成像系统设计

陆祖嘉^{1,2}, 邱维宝², 牟培田², 熊显名¹

1. 桂林电子科技大学电子工程与自动化学院, 广西 桂林 541004; 2. 中国科学院深圳先进技术研究院劳特伯生物医学成像研究中心, 广东 深圳 518055

【摘要】目的:超声成像仪在医学成像诊断中扮演重要角色。高频超声成像设备可以提供高分辨率的图像, 对眼科和皮肤科的临床医学诊断有重要意义。此外, 生物医学影像学中的小动物实验也需要提供精细分明的图像便于观察和研究。为了提供高分辨率和低成本的超声成像设备, 本文设计了一种基于单阵元高频换能器的超声成像系统。**方法:**使用 35 MHz 单阵元聚焦换能器作为超声探头, 实现超声波与电量信号之间的转换; 以现场可编程门阵列为核心控制处理器, 控制超声波的发射和接收。设计基于希尔伯特变换的数字正交解调器完成对超声回波信号解调。经过处理的超声回波包络信息在 Visual Studio 2012 开发环境下设计的主机交互显示软件进行成像显示。采集离体生物组织和成像仿体的图像数据, 结合 MATLAB 软件进行数据处理, 通过分析图像灰度值变化情况判断系统性能指标。**结果:**通过硬件系统实时观察前端超声回波数据以及最终成像结果判断, 该成像系统图像清晰、工作正常。**结论:**该成像系统电路设计合理、信噪比低, 系统分辨率达到 40 μm , 其他性能参数都达到较好水平。

【关键词】超声成像; 高频超声; 现场可编程门阵列; 希尔伯特变换

【中图分类号】R318.6

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)06-0847-04

High-resolution ultrasound imaging system based on field-programmable gate array

LU Zu-jia^{1,2}, QIU Wei-bao², MU Pei-tian², XIONG Xian-ming¹

1. School of Electronic Engineering and Automation, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China; 2. Paul C. Lauterbur Research Center for Biomedical Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China

Abstract: Objective Ultrasonic imaging device plays an important role in medical imaging diagnosis. High-frequency ultrasound imaging device can provide images with excellent resolution for the clinical diagnosis of ophthalmology and dermatology. Additionally, clear images are also necessary for the observation and research in the small animal experiment of biomedical imaging. An ultrasound imaging system based on single-element high-frequency transducer is developed in this paper to provide high-resolution and low-cost ultrasound imaging device. **Methods** A single-element focused transducer of 35 MHz was used as the ultrasound probe for the conversion between ultrasonic waves and electric signals. And a field-programmable gate array was applied as the core controller and processor to control the emission and receiving of the ultrasonic wave. Digital quadrature demodulator based on Hilbert transform was designed to demodulate the ultrasonic echo signal. And then the software interactive display of host computer programmed in Visual Studio 2012 development environment displayed the processed ultrasonic echo envelope information. The imaging data of biological vitro tissues and imaging phantoms were collected and processed by MATLAB software, and the value variation of the image gray was analyzed to determine the system performance. **Results** The front-end ultrasonic echo data observed in real-time and the final imaging results showed that the imaging system worked well and the images were clear. **Conclusion** The imaging system has reasonable circuit, low signal-to-noise ratio. Additionally, the system resolution can reach to 40 μm , and the other performance parameters are also satisfactory.

Key words: ultrasound imaging; high-frequency ultrasound; field-programmable gate array; Hilbert transform

【收稿日期】2015-07-03

【基金项目】国家自然科学基金(61302038)

【作者简介】陆祖嘉(1989-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 智能控制及数字信号处理。E-mail: luzujia@qq.com。

【通信作者】邱维宝(1982-), 男, 副研究员, 博士, 主要研究方向: 超声电子及生物医学。E-mail: wb.qiu@siat.ac.cn

前言

B型超声成像仪作为最常见的医疗超声诊断仪具有实时、无创伤、易操作、低成本、成像质量高的优点,成为现代医学里最常用的成像仪器之一,对临床医学有着很高的实际应用价值^[1]。

目前,超声诊断仪常用的是多阵元式的超声探头,相对于单阵元超声探头,其探测深度深,但是制作成本高。制作高频率超声探头需要精密的工艺,制作多阵元的高频率超声探头更是复杂^[2]。因此,单阵元超声探头节约制造成本,便于超声诊断仪的普遍使用。在一些微小组织的临床诊断,比如眼科和皮肤病科等,需要高频率的超声探头才能清晰分辨出组织的结构^[3]。

本文提出了一个基于现场可编程门阵列(FPGA)的单阵元高频率超声成像系统,采用二维移动平台控制探头摆动,FPGA作为控制器完成超声波的发射和接收,设计基于希尔伯特变换的数字正交解调器完成对超声回波信号解调得到超声回波的幅度信息,通过通用串行总线(Universal Serial RBus 3.0, USB3.0)将回波信号传输至电脑,在 Visual Studio 2012开发环境下设计的上位机交互成像界面中显示超声图像。

1 超声成像基本原理

医学超声诊断仪中常用的主要是压电式超声换能器。超声换能器发射和接收超声波正是基于压电效应:接收原理是正压电效应,而发射原理则是逆压电效应^[4]。超声波传播到不均匀的生物组织当中会发生散射和反射,返回超声换能器的散射声波称为背向散射。B型超声成像是基于亮度调制(Brightness Mode)的超声回波振幅显示方式,回波信号强,则成像的像素点亮;回波信号弱,则成像像素点暗。单阵元超声成像通过控制超声探头机械扫描实现二维成像^[5]。

2 系统结构设计

系统设计框图如图1所示。该系统的主要组成部分包括:高频率聚焦超声换能器、二维移动平台、高压脉冲发生器、前端放大滤波、A/D转换器、基于FPGA的控制与信号处理模块以及上位机交互显示模块。

2.1 FPGA控制处理模块设计

FPGA控制处理模块采样 Altera公司 Cyclone V系列的FPGA芯片 5CGXFC7D7F31C8N作为控制和

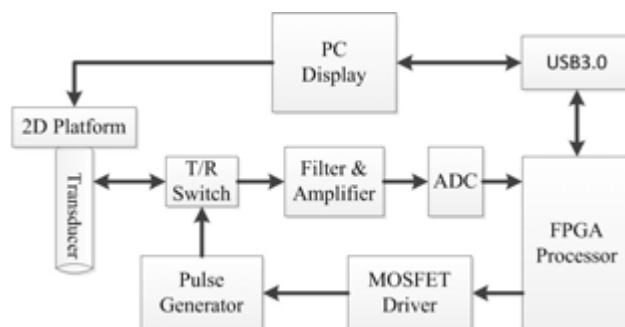


图1 系统设计框图

Fig.1 System block diagram

Note: PC: Personal computer; FPGA: Field-programmable gate array

处理核心,负责发给超声探头脉冲的时间和频率、A/D转换模块采集超声回波的起始和终止、提取回波信号和数字信号处理、USB通信控制等功能。设计的FPGA处理模块工作在200 MHz时来满足高频率超声波的高速信号处理,使数据处理和传输都在高速通道中进行,保证系统可靠和实时成像。

2.2 高压脉冲产生模块

为使超声探头产生高能量脉冲超声波,需要给换能器发送与换能器本身的固有频率一致的高压脉冲。设计的高压脉冲发生模块采用 Supertex 公司的增强金属-氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)集成芯片 TC6320 来产生双极性的高压脉冲。该芯片具有 $\pm 200\text{ V}$ 的击穿电压,而设计的高压脉冲在 $\pm 100\text{ V}$ 以内,所以符合设计参数要求。FPGA作为脉冲控制器,设置脉冲的发送时间和脉冲频率。由于FPGA的端口输出驱动不了 TC6320 芯片,所以在FPGA与 TC6320之间增加了一个 Supertex 公司的 MOSFET 驱动器 MD1822。设计的高压脉冲产生的电路原理如图2所示。

2.3 二维移动平台

B型超声成像是基于亮度调制的超声回波幅度显示方式,回波的强弱在图像上的效果是亮度的强弱。为了得到二维超声图像,需要控制超声探头进行移动扫描。在设计的成像系统当中使用德国 PI miCos 公司制造的线性移动平台 PLS-85 控制超声探头扫描。该移动平台的最大位移有 52 mm,精确度达到 $1\text{ }\mu\text{m}$,符合 35 MHz 超声换能器的分辨率要求。

2.4 前端模数转换

发射出去的超声波遇到透声系数有差异的物体就有背向散射信号通过超声换能器转换成电信号回到系统。设计信噪比高的前端放大模块和带通滤波器把回波信号从背景噪声中提取出来。在FPGA对回

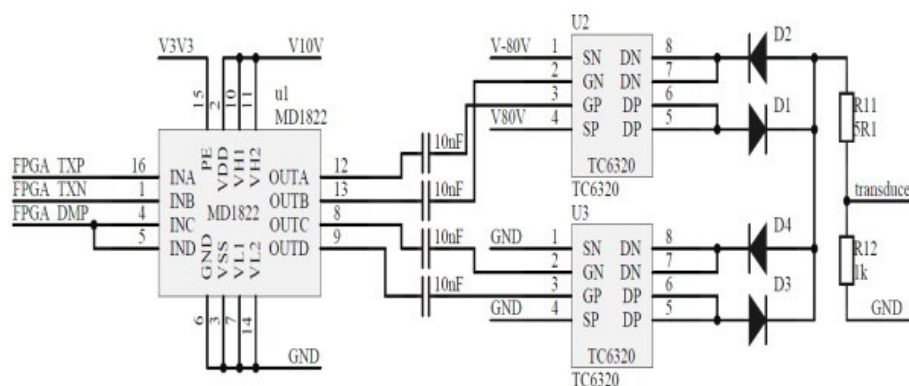


图2 高压脉冲产生的电路原理

Fig.2 Circuit principles of high-voltage pulse

波信号进行中后期的数字信号处理前,需要对模拟信号采样,转换成数字信号。模数转换器采用Texas Instruments公司的11位模数转换芯片ADS58C48。该芯片的最大采样速率达到200 MSPS,超声波频率是35 MHz,满足奈奎斯特定理,因此ADS58C48符合系统采样需求。

2.5 数字信号处理

超声回波信号的包络用于B型超声成像,检波方法的性能直接影响到原始超声图像的成像效果^[6]。使用硬件描述语言VHDL设计基于希尔伯特变换的数字正交检波器来提取回波信号的包络,速度快、提取结果准确。希尔伯特变换的原理是将输入信号分成两组频率分量的幅度保持不变的输出信号:一个输出是同相信号,即输入的原始信号本身;另一个输出是 90° 相移的信号^[7]。两组正交信号组成一组复数,这个复数的模就是原始输入信号的包络。

2.6 系统软件设计

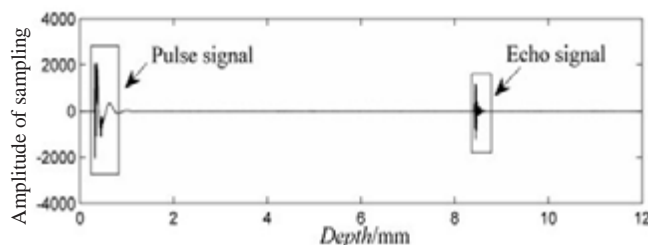
上位机交互显示界面用于实时显示二维B型超声图像、存储前端回波数据以及控制二维移动平台带动超声探头扫描等。该系统的上位机程序在Visual Studio 2012开发环境下设计。通过USB3.0与下位机的硬件控制器通信完成数据传输^[8]。

3 系统测试结果

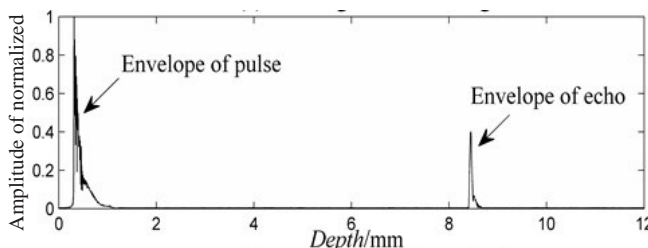
3.1 高频信号采集

超声换能器输出的回波信号很微弱,经过多级低噪声放大器和带通滤波器以后可以被模数转换器采样并转换成数字信号。基于该系统的高频信号采集调试在FPGA的开发环境Quartus II软件平台的逻辑分析工具SignalTap II上完成。添加经过A/D转换器的输出信号到SignalTap II。采集到的超声回波信

号以及包络检测结果如图3所示。其中回波信号是探头垂直向聚焦位置附近的金属丝发射超声波采集到的回波。其他位置的信号平稳无干扰噪声,系统的信噪比参数达到较好的水平。发射高压脉冲时,发射/接收开关启动,使前端电路与高压脉冲隔离,起保护系统的作用。



a: Pulse signal and echo signal



b: Envelopes of pulse and echo

图3 前端高频信号与包络检测

Fig.3 Front-end high-frequency signals and envelope detection

3.2 包络检波

在FPGA里进行的信号处理过程,包络检波是非常重要的一个步骤。原始信号经过希尔伯特变换得到两路频率幅值不变的正交信号,对这两组信号的平方和进行求平方根,这是希尔伯特变换解调的过程。在希尔伯特变换法提取超声回波检测的硬件实现中,平方和的电路可以忽略,求平方根的电路可以

与后面的对数压缩合并^[5]。对数压缩算法可以使超声回波信号在一个固定的动态范围里,避免对不同组织进行成像时产生错误数据。

3.3 USB3.0 数据传输

USB3.0是目前最高版本的USB传输协议,有着向下兼容的功能,拥有和USB2.0一样的网络通信结构:物理层、连接层和协议层。USB3.0使用的是全新的全双工通信方式,传输数据更稳定,速度更快,最高可以达到5 Gb/s。在Visual Studio 2012开发环境中设计的交互界面,调用CyAPI.lib库文件中的USB应用程序接口函数(Application Program Interface, API)对USB设备进行初始化端口、输入/输出、设置等待时间、关闭设备等操作,以及对缓存区数据的存/取处理等。在实际的USB3.0传输调试过程中,实测得到的数据传输速率达到2 Gb/s,是USB2.0速率的4倍(USB2.0的传输速率不到500 Mb/s^[8]);是外设部件互连标准(Peripheral Component Interconnect, PCI)传输速率的2倍。由此可见,该系统采用的USB3.0数据传输方案相对其他传统方法在数据传输过程的速度有明显的优势,满足超声成像的大量数据传输以及实时成像的要求。

3.4 系统成像结果

该成像系统使用35 MHz的单阵元聚焦超声换能器,焦距是9 mm。制作一个金属丝仿体,放入水中当作超声成像的对象。该金属丝仿体使用9根直径20 μm 的钨丝线穿过两块均匀固定间距的塑料板,使得9根钨丝之间的垂直和水平方向的距离分别为0.6 mm和0.9 mm,成像结果如图4所示。图像中没有明显的背景噪声,在焦点位置附近钨丝的图像比较明亮,轴向和横向分辨率都比较好;而远离焦点的钨丝图像则相对较暗,横向分辨率较差。该系统的成像效果与其他系统成像效果类似,轴向分辨率得到提升。

4 结论

本文设计了一个基于FPGA和高频率单阵元超声换能器的高分辨率超声成像系统,对超声探头的选择、硬件设计和系统调试进行了详细的研究。经实验验证,该系统工作稳定,成像分辨率符合高频率超声换能器的性能参数,分辨率达到40 μm 。设计的成像系统已经应用于超声医学影像实验室的小动物成像实验。

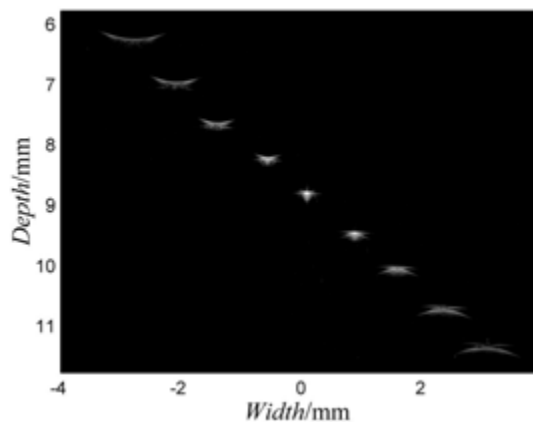


图4 钨丝的成像效果

Fig.4 Imaging results of tungsten filament

【参考文献】

- [1] 涂 鹏, 张群霞. 高频超声在皮肤疾病中的研究进展[J]. 临床超声医学杂志, 2013, 15(12): 850-852.
Tu P, Zhang QX. Research progress on use of high-frequency ultrasound imaging in dermatology[J]. Journal of Ultrasound in Clinical Medicine, 2013, 15(12): 850-852.
- [2] Madsen EL, Frank GR, McCormick MM, et al. Anechoic sphere phantoms for estimating 3-D resolution of very-high-frequency ultrasound scanners[J]. IEEE Trans Ultrason Ferr, 2010, 57(10): 2284-2292.
- [3] Wu JX, Chen PZ, Wang JL, et al. Development of a high-frequency ultrasound system for high-speed image scanning[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering (English Edition), 2013, 22(2): 79-85.
- [4] 李章剑, 邵维维, 崔靖尧, 等. 医用50 MHz超声换能器材料厚度影响仿真研究[J]. 压电与声光, 2014, 36(2): 205-209.
Li ZJ, Shao WW, Cui YY, et al. Simulation study on the effect of thickness for 50 MHz medical ultrasound transducer[J]. Piezoelectrics Acousto-optics, 2014, 36(2): 205-209.
- [5] 万明习, 宗瑜瑾, 王素品. 生物医学超声学[M]. 北京: 科学出版社, 2010: 171-210.
Wang MX, Zong YJ, Wang SP. Biomedical ultrasonics[M]. Beijing: Science Press, 2010: 171-210.
- [6] 彭 勇, 陈 菲, 高小明. 基于FPGA的数字B超检波器设计与实现[J]. 计算机测量与控制, 2014, 22(1): 311-313.
Peng Y, Chen F, Gao XM. FPGA-based digital B-Ultrasonic geophone design and implementation[J]. Computer Measurement & Control, 2014, 22(1): 311-313.
- [7] Qiu WB, Yu YY, Tsang FK, et al. An FPGA-based open platform for ultrasound biomicroscopy[J]. IEEE Trans Ultrason Ferr, 2012, 59(7): 1432-1442.
- [8] 吴米龙, 邱维宝, 刘宝强, 等. 高速的血管内超声数据传输及成像[J]. 计算机应用, 2014, 34(10): 3020-3023.
Wu ML, Qiu WB, Liu BQ, et al. High speed data transfer and imaging for intravascular ultrasound[J]. Journal of Computer Applications, 2014, 34(10): 3020-3023.