

Design of Receiving System of Digital Ultrasonic Endoscope Based on FPGA *

WEN Shi-jie, LU Dong-jie, CHEN Xiao-dong^{*}, YU Dao-yin

(College of Precision Instrument & Optoelectronic Engineering, Tianjin University,
Optoelectronic Information Science and Technology Laboratory, Ministry of Education, Tianjin 300072, China)

Abstract : According to the requirement of digital ultrasonic imaging, a receiving system is designed for digital ultrasonic endoscope which is composed of a high-speed ADC and a quadrature demodulation circuit based on FPGA. The ADC directly samples the amplified echo using AD8138 and AD9235; FPGA extracts the envelope of digital echo by its internal digital quadrature demodulation circuit which is implemented by RAM, multiplier, IP core and megafunctions in FPGA; amplitude of echo is transferred to computer for imaging through USB2.0 interface. The experiment of stationary scanning glass proves the detecting ability of the receiving system, which can obtain the amplitude of signals whose SNR is 4 dB. The experiment of rotating scanning glass proves that the receiving system can be utilized in digital ultrasonic endoscope.

Key words : endoscope; ultrasonic signal; quadrature demodulation; FPGA

EEACC : 7210 G; 7510 H; 7820; 1265

基于 FPGA 的数字超声内窥镜接收系统设计 *

温世杰, 鲁冬杰, 陈晓冬^{*}, 郁道银

(天津大学精密仪器与光电子工程学院, 教育部光电信息技术科学重点实验室, 天津 300072)

摘 要 : 根据数字超声成像的要求和超声信号的特点, 设计了由高速采样电路和 FPGA 正交解调电路组成的数字超声内窥镜接收系统。采样电路由 AD8138 和 AD9235 实现, 对放大后的超声回波信号直接进行模数转换; FPGA 利用内部 RAM、乘法器、IP 核和宏模块构建数字正交解调电路, 提取超声回波信号的幅度; 获取的幅度信息经 USB2.0 接口电路送入计算机显示。对玻璃杯进行的静止扫描成像实验, 验证了接收系统的小信号检测能力, 可以检测到信噪比约为 4 dB 的回波信号; 对玻璃杯进行的旋转扫描成像实验, 表明接收系统可用于数字超声内窥镜成像。

关键词 : 内窥镜; 超声信号; 正交解调; FPGA

中图分类号 : TH785.5

文献标识码 : A

文章编号 : 1004-1699(2008)08-1329-04

医学超声内窥镜是内窥镜技术与超声传感技术、机电技术、现代计算机技术等高新技术不断发展、融合的产物, 是当前应用前景非常广阔的医疗仪器^[1]。超声内窥镜将微型超声探头通过内窥镜的活检钳道插入消化道器官后, 由微型电机^[2-3]前置驱动超声换能器旋转, 进行超声扫描, 获得消化道管壁各个断层的组织学特征, 这样能够较早发现组织病变。与体外超声相比, 探头与器官间距离短, 避免了脂肪、体腔内气体对成像的影响, 获得的图像信息要比体表上所获得的扫描信息准确详细, 其诊疗优势

已为医学界所共识。

传统的超声成像系统, 超声发射和回波处理完全由模拟电路组成, 模数转换环节位于回波处理的末端, 其电路复杂, 图像信噪比相对较低^[4-5]。近年来, 随着数字技术的发展, 模拟系统中的各个环节逐步被数字电路所取代^[6]。但是, 由于国内起步较晚, 加上国外的技术封锁, 数字超声成像系统中的一些关键技术有待我们进一步的研究。

本文借鉴软件无线电中的数字下变频思想^[7], 设计了由采样芯片和现场可编程门阵列 (FPGA) 构

基金项目 : 教育部重点项目资助“医用超声内窥镜关键技术研究(106048)”; 863 专项资助“医学超声电子内窥镜的研制(2007AA04Z339)”

收稿日期 : 2008-02-01 **修改日期 :** 2008-03-31

成的数字超声内窥镜接收系统。将模数转换推进到接收系统的最前端,在高频完成回波信号采样,使得超声成像系统中,除发射和放大电路外的各部分完全由数字电路实现,电路集成度高,图像信噪比高。经实验验证,接收系统能够提取信噪比为 4 dB 的回波信号。

1 数字超声内窥镜成像系统

数字超声内窥镜成像系统的原理如图 1 所示。系统包括超声探头、驱动电机、激发电路、接收隔离电路、回波放大电路、A/D 转换电路、FPGA 数字处理电路、USB2.0 接口和计算机。FPGA 作为系统核心,完成时序控制、发射驱动、增益补偿控制、回波信号幅度提取和 USB 数据传输控制。系统采用 B 型成像方式,用回波脉冲的幅度调制显示亮度。

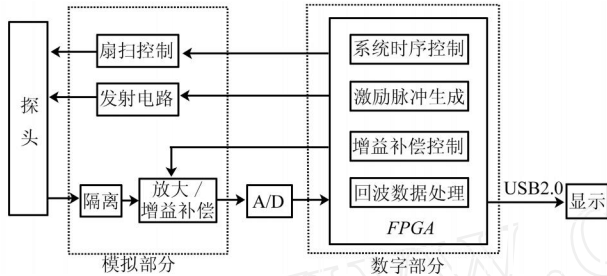


图 1 医用超声内窥镜系统原理图

工作时, FPGA 首先驱动电机带动超声换能器旋转,在转动过程中,超声激发电路激励换能器发射超声信号,同时放大和增益补偿电路对反射回波进行放大和衰减补偿,然后由 A/D 电路转换为数字信号,并由 FPGA 利用内建的正交解调器提取回波信号的幅度信息,最后通过 USB 将幅度信息传送到计算机中显示。超声换能器旋转一周获取的物体扫描图像,先以极坐标形式在计算机中存储,然后由软件对其进行坐标变换,实现直角坐标形式显示。

本文设计的数字超声内窥镜接收系统,实现信号的高频采样与数字解调,是数字化超声成像系统的关键环节。

2 接收系统电路设计

2.1 A/D 采样电路

从人体组织反射的超声信号如下式所示:

$$x(t) = ka(t)\cos[\omega_0 t + \phi(t)] \tag{1}$$

其中, $a(t)$ 为超声信号的瞬时幅度, ω_0 为超声换能器的中心频率, k 为不同组织界面的反射系数。

系统中选用的换能器的中心频率范围在 4 ~ 12 MHz 之间,根据抽样定律, A/D 转换的频率必须大于信号最高频率的 2 倍。为了较好的保持信号波

形,系统采用 4 倍抽样,即 A/D 电路的抽样频率至少要达到 48 MHz。同时,根据理论和实验证明,人体组织不同界面反射系数的变化范围很大,可以达到 50 ~ 60 dB,这就要求 A/D 电路具有较大的输入动态范围。此外,为了便于数字电路运算,希望 A/D 电路能够以二进制补码格式输出采样数据。

根据以上要求,选用 AD 公司的 AD9235,它是一款 3 V 供电,12 位采样精度,最高采样频率为 65 MHz 的集成采样芯片。AD9235 的输入端为差分式采样保持放大电路,差分输入的峰峰值范围为 1 ~ 2 V。12 位的采样精度,使得 A/D 电路的输入动态范围达到了 66 dB。输出端为多级差分流水线结构,并配有差错校正逻辑,保证了 65 MHz 采样时数据的准确性。此外,输出数据可以配置为标准二进制或二进制补码格式。

A/D 采样电路的原理如图 2 所示。其中, AD8138 是一款专用的差分 ADC 驱动芯片,它将放大电路输出的单端信号转换为差分信号,送入 AD9235。AD8138 差分输出的共模电压由管脚 V_{ocm} 设定。AD9235 完成采样后,将数字信号以二进制补码格式送入 FPGA,进行解调处理。实验中选用中心频率为 5 MHz 的换能器,根据 4 倍采样的要求,设定 A/D 采样频率为 20 MHz。

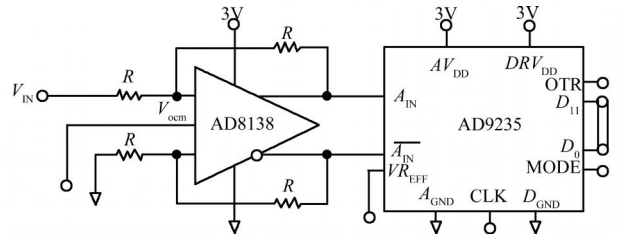


图 2 A/D 转换电路原理图

2.2 FPGA 正交解调电路

超声内窥镜成像系统采用 B 型成像模式,用回波信号的幅度信息调制显示亮度。根据公式 (1),超声回波信号为一个调幅信号,需通过解调来获取信号的幅度信息。系统中采用数字正交解调法,其原理如图 3 所示。输入信号分别与正交的同频正余弦

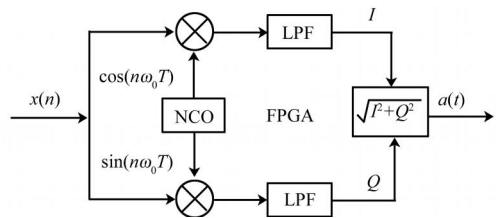


图 3 数字正交解调原理图

信号相乘,再经低通滤波器滤除倍频分量,得到 I、Q 两路正交的基带信号,计算其均方根,即可得到信号

的幅度信息^[8]。

系统选用的 FPGA 芯片为 Altera 公司 Cyclone III 系列的 EP3C25Q240C8,它资源丰富,共有逻辑单元(LE)24 624 个, RAM 容量 608 256 bit,18 位嵌入式乘法器 66 个,PLL4 个,I/O 端口 149 个。

由系统中已知的超声信号频率和 A/D 采样频率,能够得到正余弦的样本值,因此可采用预存样本值的方法实现数控振荡器。将计算所得的正余弦样本值先行存入 FPGA 的内部 RAM 中,然后以 A/D 采样频率读出^[9],并与采样数据同时送入数字混频器中。在 FPGA 中采用嵌入式乘法器实现数字信号的混频。

实验中选用的超声换能器的中心频率为 5 MHz,经数字混频后,信号分解为中心频率为 10 MHz 和 0 Hz 的两个信号。因此设定低通滤波器的通带截止频率为 3 MHz,阻带截止频率为 7 MHz,以保留最高频率为 1 MHz 的低频分量 and 滤除 10 MHz 的倍频分量。借助 Altera 公司提供的 FIR 滤波器 IP 核,设计了一个基于汉宁窗的 32 阶 FIR 滤波器,其通带截止频率处的衰减为 6 dB,阻带截止频率处的衰减为 66 dB,完全能满足系统要求。

滤波后的两路基带信号,幅度相同,相位正交,求其均方根,即可获得超声回波信号的幅度信息。在 FPGA 程序中调用平方、加法和平方根的宏模块,即可完成设计要求。

2.3 系统同步控制

在由 A/D 采样电路和 FPGA 正交解调电路组成的数字超声内窥镜接收系统中,FPGA 需在特定的时间段内,准确的读取采样数据,以完成幅度提取,因此,同步控制是系统设计的关键。这里,我们采用 FPGA 主控模式,即由 FPGA 控制整个系统运行。以 FPGA 正交解调电路中的时钟作为系统运行主控时钟,并将其引到 A/D 采样电路中,作为采样时钟。同时利用 FPGA 的可编程性,输出 A/D 采样电路的使能控制信号,以实现数据采集与读取的同步。

3 实验结果

实验中,超声换能器的中心频率为 5 MHz,带宽为 1 MHz,A/D 采样频率和 FPGA 工作频率为 20 MHz。FPGA 解调后的数据通过 USB2.0 接口电路传输到计算机显示。

实验对象如图 4 所示,为一个装满超声耦合液的玻璃杯。将超声换能器固定在电机上,从正上方垂直伸入到玻璃杯的耦合液中,由模拟电机驱动换

能器旋转,实现对玻璃杯壁的扫描成像。实验中,先进行换能器静止状态下的回波接收实验,以验证数字接收系统的小信号采集能力。在此基础上,进行换能器旋转扫描成像实验。

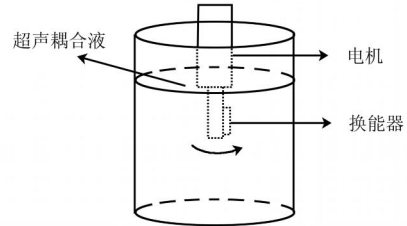


图 4 目标物体

3.1 静止成像实验

换能器在静止的状态下,周期性的对同一反射面发射和接收超声信号。单脉冲激励时,由激励脉冲引起的振荡信号会使换能器激发多个超声信号,由示波器采集的一个周期内的回波信号如图 5 所示。图 6 为采集后由计算机显示的图像,图中的行表示发射接收周期,列表示各个周期中接收到的信号。

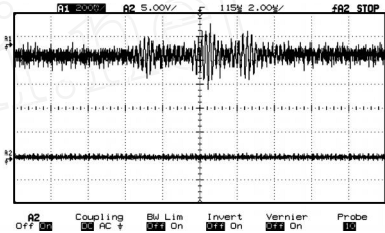


图 5 示波器采集的超声信号

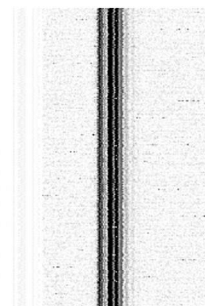


图 6 静止采集极坐标图像

图 6 显示了 3 条平行的灰度条纹,其中左数第一条条纹的灰度值最小,第二条的灰度值最大,这与图 5 中 3 个回波信号的幅度关系一致。此外,前两条回波间距是 15 个像素,后两条回波间距是 5 个像素,其比例关系也与图 5 中回波时间间隔 3.8 μs 和 2 μs 相一致。玻璃杯内部为超声耦合液,对超声基本无反射,在图像中表现为浅色背景。

实验中,当回波信号幅度降低到与噪声幅度基本一致时,数字接收系统依然能够提取出信号包络,此时的信噪比约为 4 dB,完全能够满足系统对微弱信号检测的要求。

3.2 旋转成像实验

实验中,电机以 50 r/min 的转速驱动超声换能器旋转,旋转一周所得的极坐标扫描图像如图 7 所示。图中的列表示扫描的角度,行表示各个角度的回波信号。深灰色条纹表示扫描到的玻璃杯壁,条纹在图中的横向偏移,说明扫描过程中,换能器与玻璃杯间的距离有变化。图中 r 表示设定的系统探测深度 35 mm 。



图 7 旋转扫描极坐标图像

图 8 为坐标变换后的直角坐标图像。图中圆环条纹表示玻璃杯壁,其直径 d 为 48 mm ,与玻璃杯内径相符。

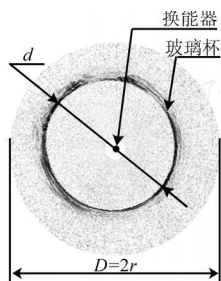


图 8 旋转扫描直角坐标图像



温世杰(1981-),男,汉,籍贯山西省阳泉市,博士研究生,就读于天津大学精密仪器与光电子工程学院光学工程专业,主要从事数字超声内窥镜系统的研制以及医学图像处理方面的研究,shjwen@163.com

4 结论

借鉴数字下变频的思想,设计了由采样芯片 AD9235 和 FPGA 解调电路组成的数字超声内窥镜接收系统。A/D 采样电路直接对放大后的回波进行采样,较完整地保留了回波信息。由 FPGA 实现的幅度解调电路,设计灵活,信噪比高。对玻璃杯壁的超声成像实验结果,验证了系统设计的正确性。

参考文献:

- [1] 冯若. 超声诊断设备原理与设计[M]. 北京:中国医学科技出版社,1993.
- [2] 周铁英,刘辛国,陈宇等. 用于内窥镜驱动器的超声电机[J]. 国际医疗器械,2004,10(1):10-13.
- [3] 周铁英,张凯,陈宇等. 1mm 圆柱式超声电机的研制及在 OCT 内窥镜中的应用[J]. 科学通报,2005,50(7):713-716.
- [4] 肖哲,陈晓冬,李婉晖等. 医用内窥镜超声探头驱动系统的设计[J]. 传感技术学报,2005,18(3):642-645.
- [5] 陈晓冬,肖哲,郁道银. 基于 FPGA 的医用超声内窥镜成像系统的同步控制[J]. 传感技术学报,2006,19(3):617-620.
- [6] 彭旗宇. 数字化医学超声成像方法的研究[D],清华大学,2003.
- [7] 杨小牛,楼才义,徐建良. 软件无线电原理与应用[M]. 北京:电子工业出版社,2001.
- [8] 张公礼. 全数字接收机理论与技术[M]. 北京:科学出版社,2005.
- [9] 郭浩,邓建国,董桢,张凡. 数字下变频器的设计与 FPGA 实现[J]. 中国有线电视,2005,23:2327-2330.



陈晓冬(1975-),男,副教授,工作于天津大学精密仪器与光电子工程学院,主要从事光电医学仪器、图像处理和生物光子学等研究工作。作为项目负责或技术负责完成或参与医学电子内镜研制、自体荧光早期癌检测、造影图像血管三维重建、医学超声内镜关键技术、医学 OCT 内镜成像等国家十五攻关、863 计划、国家自然科学基金、天津科委社发、天津自然科学基金、教育部重点、博士点等项目。发表论文 49 篇, EI 收录 14 篇,xdchen@tju.edu.cn