

一种超高频血管内超声成像系统设计与实现

刘宝强^{1,2}, 邱维宝², 王祖麟¹, 郑海荣²

(1. 江西理工大学 电气工程与自动化学院, 江西 赣州 341000;

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:介绍了一种超高频(UHF)血管内超声成像系统,该系统基于80 MHz超高频血管内超声探头,运用高性能集成电子芯片实现超声脉冲的发射和回波数据的接收及高速可编程逻辑门阵列(FPGA)芯片实现有限冲激响应(FIR)滤波、包络提取、数字扫描变换等数字信号处理算法。测试结果表明,在80 MHz频率下,系统可接收的最小信号电压为25 μV ,在47 dB增益下动态范围可达51 dB。通过钨丝(wire)线模和离体血管的实验,来评估系统的高分辨率成像性能,通过对回波数据-6 dB带宽的分析计算,80 MHz超声探头的轴向分辨率和横向分辨率分别为32 μm 和103 μm 。实验表明,此系统可实现高分辨率的超声成像效果。

关键词:血管内超声;可编程逻辑门阵列(FPGA);实时;高分辨率;超高频

中图分类号:TN384

文献标识码:A

Design and Implementation of UHF Intravascular Ultrasonic Imaging System

LIU Baoqiang^{1,2}, QIU Weibao², WANG Zulin¹, ZHENG Hairong²

(1. School of electrical engineering and automation, Jiangxi University of Science and Technology, Ganzhou 341000, China;

2. Paul C. Lauterbur Research Center for Biomedical Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology,

Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract: This paper presents the development of an intravascular ultrasonic imaging system (IVUS) system that can realize the imaging of ultra-high frequency. This system is based on the UHF intravascular ultrasonic transducer of 80 MHz. And to achieve the pulse generated and the RF data received using the advanced electronic chip. Most of algorithm functions can be achieved with FPGA programs such as FIR filter, envelope detector, digital scan converter (DSC). Testing results showed that the IVUS system could offer a minimum detectable signal of 25 μV , allowing a 51 dB dynamic range at 47 dB gain, with a frequency of 80 MHz. The ultrasonic images of wire phantom and vessels with good resolution were obtained to evaluate the transducer performance. The -6 dB axial and lateral resolutions of the 80 MHz probe were determined to be 32 μm and 103 μm , respectively. The experiment showed that the ultrasonic imaging with high resolution can be obtained by using the proposed IVUS system.

Key words: intravascular ultrasound; FPGA; real-time; programmable; UHF

0 引言

心血管疾病是当今人类社会高致病率和高死亡率的主要原因^[1],尽管血管造影术是当前衡量动脉粥样硬化患者血管狭窄程度的主要手段,但此技术无法获取患者血管病变部位的详细信息,尤其是血管内易损板块的尺寸、组成等结构信息,而这部分信息也正是评估动脉粥样硬化患者疾病严重程度的关键^[2]。血管内超声可描述血管内部结构的详细信

息,但当前临床中血管内超声的主要频率范围在20~40 MHz,无法用高分辨率来呈现管腔中易损板块的厚度和结构尺寸^[3]。

超声成像系统的分辨率和频率有关,研究发现提高超声频率可获得较好的成像分辨率^[4]。在超声探头-6 dB带宽为60%,声速为1480 m/s时,30 MHz超声换能器的轴向分辨率约为42 μm ,当频率提高到60 MHz时,其轴向分辨率可达21 μm ,

收稿日期:2014-09-23

基金项目:国家自然科学基金青年基金资助项目(61302038)

作者简介:刘宝强(1987-),男,山东禹城人,硕士生,主要从事超声电子及成像技术的研究。通信作者:邱维宝(1982-),男,副研究员,博士,主要从事超声电子及成像技术的研究。

100 MHz 可达 $12\ \mu\text{m}$ ^[6]。

本文介绍了一种超高频血管内超声成像系统,采用 80 MHz 高频血管内超声探头,并运用高速可编程门阵列(FPGA)芯片实现 FIR 滤波、包络提取、数字扫描变换等数字信号处理算法。然后通过 USB3.0 传输到计算机,在计算机中进行对数压缩,直角坐标到极坐标转换最后完成图像的实时显示。

本文首先介绍高频超声系统的整体架构。其次,详细介绍了成像系统中硬件电路的脉冲发射和回波接收电路及 FPGA 中数字信号处理算法,并给出了算法流程图。最后通过对钨丝(wire)线模和离体猪冠状动脉血管的成像实验,验证了系统的高分辨率成像性能^[6]。

1 实验

1.1 高频超声系统的整体架构

系统整体架构主要由超声激励发射模块,回波数据接收模块、电机控制单元及 FPGA 数据处理模块等几部分组成,如图 1 所示。

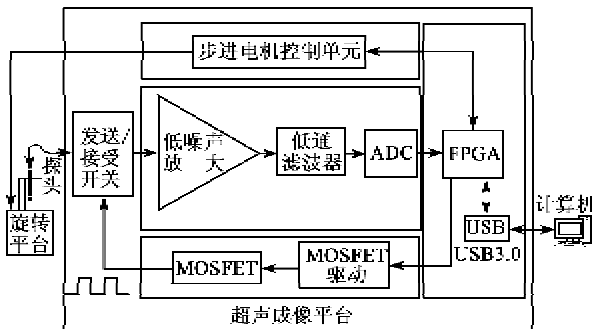


图 1 高频超声系统的整体架构

由图 1 可知,系统工作时,探头垂直插入水槽中,电机带动旋转平台以恒定速度旋转,旋转的同时由 FPGA 控制实现激励的发射和回波数据的接收处理,处理后的数据,经 USB3.0 高速传输接口,将数据传输到计算机并实时显示。

1.2 超声激励发射电路

用于脉冲发射的高速 FPGA 控制芯片电压输出幅度较小($<5\ \text{V}$),此电压能直接驱动超声换能器,因此,需要设计超声发射电路来产生高压短波脉冲,以激励超声换能器发射超声波。传统超声发射电路均采用分立元器件搭建,模拟电路的设计较复杂,且稳定性和灵活性不高^[7]。本文选用数字化的设计方案,脉冲的时序和逻辑控制选用 Altera 公司的 Cyclone V 5CGXFC7DF31C8N 芯片,发射电路芯片选用 Supertex 公司的专用超声换能器驱动芯

片 MD1822 和增强型场效应管(MOSFET)对管 TC6320 构成,TC6320 可提供峰值电压和峰值电流分别为 150 V 和 2 A,利于高压短脉冲的产生^[8]。

1.3 回波接收电路

超声换能器接收到的回波信号微弱^[7],有些高频换能器的组织或血流回波幅度甚至为毫伏级,此信号不能直接通过 ADC 采样量化,而需要对回波信号进行放大处理。本设计选用两级放大,一级放大选用较好信噪比(SNR)的 SMA231,实现低噪声放大,二级放大选用 THS4509 实现增益的放大后经过模拟低通滤波器实现 ADC 采样前的抗混叠处理。本设计中选用 ADI 公司的 12 位精度、200 MSPS 的高速 ADC AD9634,以实现滤波后模拟数据的采样,然后将采样数据传输到 FPGA 实现实时处理,测试结果表明在 80 MHz 下,系统可接收的最小信号电压为 $25\ \mu\text{V}$,在 47 dB 增益下动态范围可达 51 dB^[9-10]。

1.4 FPGA 中的成像算法

图 2 为 FPGA 中实现的超声回波数据解调处理算法。超声回波数据经 ADC 模数转换后进入 FPGA 中,首先通过 FIR 带通滤波器进行数字滤波处理,以滤除干扰噪声。其中 FIR 带通滤波器的参数是实时可调的。然后经 Hilbert 变换和 cordic 算法实现信号的解调处理,并进行数字扫描变换(DSC)和对数压缩,以实现直角坐标到极坐标的变换和回波数据的压缩处理,最终通过 USB3.0 高速数据接口,将对数压缩后的数据传输给计算机并进行实时显示^[11]。

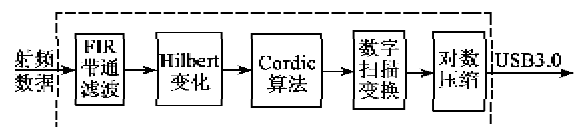


图 2 FPGA 中成像算法

2 实验结果与讨论

图 3 为超高频血管内超声成像系统实物图,由

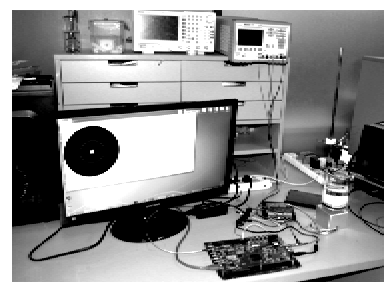


图 3 高频成像系统实物图

图可知,成像系统由FPGA成像平台、电机旋转装置、烧杯(水槽)、探头及SMA连接线组成。

实验通过wire线模和离体的猪冠状动脉血管来评估探头和系统的高频特性,wire线模是将直径为 $\varnothing 12\ \mu\text{m}$ 的wire线呈不同深度依次固定在两块PCB板之间。

将wire线模放置在装有适量去离子水的水槽中,探头的前端插入水槽中,步进电机带动水槽旋转,保持探头在wire旋转轨迹的中心,从而实现 360° 扫描成像。图4为80 MHz超声探头wire成像效果图,显示出了换能器高分辨率性能,当前图像的动态范围为40 dB,每一幅图是由1 000条线组成,无明显噪声。换能器在某一点上的轴向和横向分辨率由相应点的-6 dB包络带宽决定。

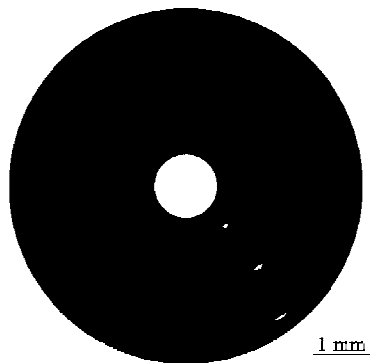


图4 wire线模成像效果图

图5为换能器的轴向和横向分辨率。由图可知,计算可得80 MHz高频超声换能器的轴向和横向分辨率分别为 $32\ \mu\text{m}$ 和 $103\ \mu\text{m}$,通常易损性斑块表层的纤维帽厚度小于 $65\ \mu\text{m}$,所以可充分说明此超声成像系统的高分辨率性能及其对后续实验研究的参考价值^[12]。

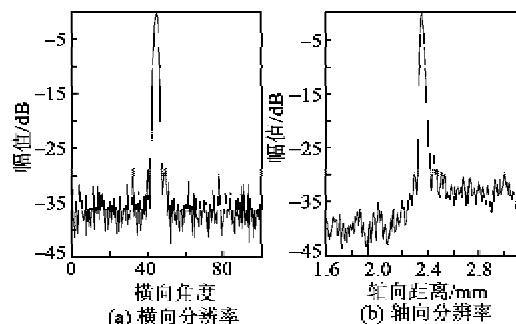


图5 换能器的轴向和横向分辨率

另外,我们还进行了健康的猪冠状动脉血管成像实验,以实际的验证和评估系统的成像效果,同样是将血管组织放置在水槽中,加入适量去离子水,探

头插入血管中,步进电机带动水槽旋转,实现血管内壁的扫描成像。

图6为离体冠状动脉血管的成像效果图,这是运用超高频探头对冠状动脉血管的成像效果,当前的动态范围为40 dB,血管壁的轮廓细节清晰可见。

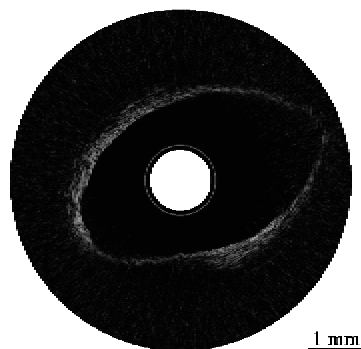


图6 猪冠状动脉血管的成像效果图

3 结束语

本文介绍了一种超高频血管内超声成像系统,详细介绍了硬件电路设计和成像算法的实现方法,并结合80 MHz高频血管内超声探头,通过wire和血管组织的实验,证明了此成像系统的高分辨率成像性能,对于后期高频探头在血管内超声中的工程应用,具有实际指导意义。

参考文献:

- [1] GO A S, MOZAFFARIAN D, ROGER V L, et al. Heart disease and stroke statistics-2013 update: a report from the american heart association[J]. Circulation, 2013, 127(1): 6-245.
- [2] DE FEYTER P J, SERRUYS P W, DAVIES M J, et al. Quantitative coronary angiography to measure progression and regression of coronary atherosclerosis. Value, limitations, and implications for clinical trials [J]. Circulation, 1991, 84(1): 412-423.
- [3] JANG I K, BOUMA B E, KANG D H, et al. Visualization of coronary atherosclerotic plaques in patients using optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound[J]. J Am Coll Cardiol, 2002, 39(4): 604-609.
- [4] BAI X, GONG X, HAU W, et al. Intravascular optical-resolution photoacoustic tomography with a 1.1 mm diameter catheter[J]. PLoS One, 2014, 9(1): 92463.
- [5] FOSTER F S, PAVLIN C J, HARASIEWICZ K A, et al. Advances in ultrasound biomicroscopy[J]. Ultrasound Med Biol, 2000, 26(1): 1-27.

(下转第688页)