

基于 FPGA 的超声流速剖面测量系统设计

叶宗英^{1,2}, 邱维宝², 池利阳^{1,2}, 牟培田², 邹玉华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 生物医学与健康工程研究所, 广东 深圳 518055)

摘要: 血流速度的检测对于临床医学具有重要意义。该文提出了一种基于现场可编程逻辑门阵列(FPGA)的脉冲多普勒血流速度剖面测量系统。该系统使用 LiNbO₃ 压电换能器作为探头, 利用 FPGA 控制超声脉冲的收发; 设计出基于希尔伯特变换的数字正交解调器取代传统混频器对回波信号进行解调, 并在 FPGA 中实现快速傅里叶变换完成了频谱分析。经实验验证, 系统能测出血管仿体内的速度剖面, 测量误差小于 7%。

关键词: 现场可编程逻辑门阵列(FPGA); LiNbO₃ 压电换能器; 超声; 脉冲多普勒; 速度剖面

中图分类号: TN912; TP274 **文献标识码:** A

Design of Ultrasonic Flow Velocity Profile Measurement System Based on FPGA

YE Zongying^{1,2}, QIU Weibao², CHI Liyang^{1,2}, MU Peitian², ZOU Yuhua¹

(1. School of Electronic Engineering and Automation, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China; 2. Institute of Biomedical and Health Engineering, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract: Blood flow velocity detection is important for clinical medicine. An FPGA-based system of ultrasonic pulsed wave Doppler was proposed to measure blood flow velocity profile. A LiNbO₃ piezoelectric transducer was used as the probe to produce and receive ultrasonic pulses. The ultrasonic pulse recurrence frequency was controlled by FPGA. The conventional analog mixer was eliminated by the digital quadrature demodulator based on Hilbert transform for the echo signal demodulation. The spectrum analysis was realized in FPGA through the fast Fourier transform. The experiment verified that the proposed system can measure the velocity profile in blood vessel with the deviation of less than 7%.

Key words: FPGA; LiNbO₃ piezoelectric transducer; ultrasonic; pulsed wave Doppler; velocity profile

0 引言

大量研究表明, 人体主要血管的血流动力学参数能直接反映人体的生理功能, 可作为辅助临床诊断的重要测量指标^[1]。传统的多普勒血流测量系统采用模拟电路来实现对回波信号的检测, 然后用计算机实现频谱分析和显示^[2], 测量效果也仅限于获取血流方向和血管内平均流速估计。模拟超声信号处理通道对器件要求很高, 外界电磁干扰和环境的变化易造成元器件工作状态的改变, 电路性能不高且稳定性差。本文提出了一个基于现场可编程逻辑门阵列(FPGA)的全数字化多点选通脉冲多普勒测量系统, 它能准确估计血管内的流速分布情况, 呈现出血流速度剖面。

1 测量原理

超声多普勒血流检测技术是利用多普勒效应来检测运动物体的速度, 脉冲多普勒采用收发一体的压电式换能器, 脉冲多普勒血流检测原理图如图 1 所示。

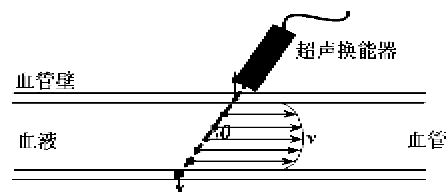


图 1 脉冲多普勒血流测量原理图

当发射频率为 f_0 的超声波遇到流动的血液, 会产生回波信号。根据多普勒效应, 血液中运动的红

收稿日期: 2014-06-20

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: 叶宗英(1989-), 男, 河南信阳人, 硕士生, 主要从事超声血流检测方面的研究。邱维宝(1982-), 男, 吉林安图人, 副研究员, 硕士生导师, 主要从事超声电子及成像技术方面的研究。

细胞会使回波信号的频率变化,产生频率偏移 f_d 。多普勒频移方程为

$$f_d = 2f_0 v \cos \theta / c \quad (1)$$

式中: c 为超声在人体软组织中的传播速度(通常取 1 540 m/s); v 为血液流速; θ 为超声波束与血液流动方向之间的夹角。

通过检测 f_d 的幅度和方向,可计算出血流流动的速度大小和方向。脉冲超声多普勒能对声束方向上不同距离的点进行选通测量,因此为血管内不同深度的多点血流速度测量提供了理论依据和测量方法。将血管内不同深度的血流速度并行输出,便能得到血流的速度剖面。

2 系统设计

2.1 系统结构设计

本文设计的基于 FPGA 的脉冲多普勒信号处理电路主要包括脉冲发生器、接收电路和数字处理电路 3 大模块,系统框图如图 2 所示。其中脉冲发生器采用双极性脉冲方案,由一对高速金属-氧化层半导体场效晶体管(MOSFET)及其驱动芯片构成^[3]。为达到更高信噪比,双极性脉冲的频谱要调整到匹配超声换能器的带宽,使换能器发出高能量脉冲超声波。超声接收电路分为放大、滤波和模数转换 3 个环节,其中放大环节采用两级放大,首先使用一个低噪声放大器作为前置放大器,接着使用一个低噪声差分放大器进行二级放大,使回波信号达到合适的幅度,便于后续处理;然后使用一个专门的抗混叠滤波器滤除高频噪声,最后使用采样率高达 250MSPS 的高速模数转换芯片 AD9230 进行模数转换,将数字回波信号送入基于 FPGA 设计的数字电路进行处理。

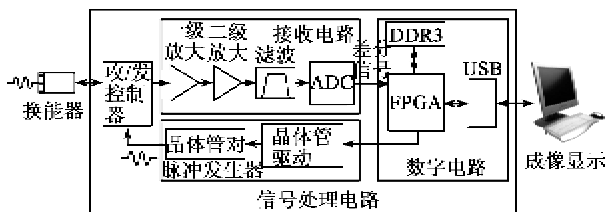


图 2 脉冲多普勒信号处理系统

2.2 FPGA 算法设计

传统多普勒测量系统中,回波信号经前置放大后,利用以混频器和低通滤波器为基础的模拟解调器对信号进行解调,然后利用门控电路对检测目标区域的信号进行选通取样^[4]。取样信号通过模数转

换变成数字信号送入计算机进行频谱分析和成像显示。

本文设计的数字处理系统,利用 FPGA 编程完成脉冲激励的产生和换能器的收发控制,直接使用模数转换器对经放大和滤波的回波信号进行采样,将数字信号送入 FPGA 进行处理。处理流程主要包括正交解调和频谱提取,算法设计流程图如图 3 所示。

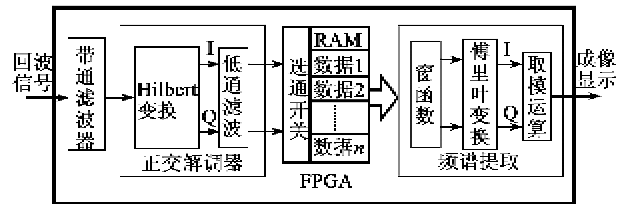


图 3 FPGA 算法设计流程图

在 FPGA 中,首先设计一个数字带通滤波器对输入的数字回波信号再进行一次滤波处理,然后编程实现一个基于 Hilbert 变换的正交解调器,取代传统模拟解调器对信号进行解调。FPGA 能够提供硬件定时的速度和稳定性,可准确计算超声脉冲发射到接收的时间,且能按接收顺序存储血管内所有深度的回波信号,不需专门的门控电路和取样脉冲就能轻松对目标区域进行取样选通。频谱分析主要使用快速傅里叶变换(FFT)来实现,为抑制信号取样截断造成的频谱畸变和 FFT 算法产生的栅栏效应,先使用窗函数(本系统使用汉宁窗)对选通信号进行处理。

利用硬件并行的优势,FPGA 能同时对多个采样点的信号进行选通处理。传统多点选通脉冲多普勒需要多处理器并行处理来实现,使系统成本成倍增加^[4];本系统不需增加硬件成本,只需编程实现依次读取不同深度的回波信号并行处理,经缓存传输至计算机进行成像显示即可得到血流速度剖面。

3 实验验证

3.1 实验装置及测试校准

系统使用 Altera 公司的 Cyclone 系列 Cyclone-V 5CGXFC7D7F31C8N 芯片,并配置一个 2 Gb DDR3 SDRAM 芯片(MT41J128M16HA)作为数据缓存存储器。FPGA 工作在 150 MHz 时钟来支持高速数据处理,并使用 USB3.0 高速接口作为数据的传输通道,保证系统的实时性和可靠性。实验中使用的高频超声探头是一个中心频率在 35 MHz 带宽为 55% 的聚焦型单振源 LiNbO₃ 压电换能器,焦

距为 7.8 mm。使用高频探头是为了获得更高的空间分辨率。

实验使用了德国 PI/miCos 公司的 PLS-85 精密型线性移动平台对系统进行了校对。首先制作一块平整的长方体块状人体组织模型^[5](简称组织仿体),将盛放组织仿体的水槽固定在线性平台上,设置平台以 20 mm/s 的速度在水平方向来回移动,然后探头以一定角度固定在仿体平面上方进行测量(测量过程中保证探头不脱离水面)。图 4 为探头与仿体平面呈 75°角,脉冲重复频率(PRF)为 3 kHz 时的校对结果。

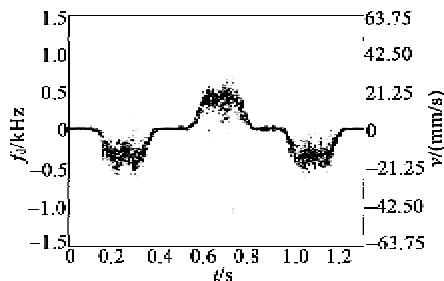


图 4 脉冲多普勒测速校对

3.2 速度剖面测量

实验使用了声学参数满足 IEC 61685 国际标准^[6]的血液模拟液^[7]和内径 $\varnothing 4.5$ mm 的双层 PVA-C 血管仿体^[5,8]来模拟人体血流进行测量,并使用一个微型脉动泵来模拟心脏功能。实验使用 75°多普勒夹角,脉冲重复率设置为 10 kHz。图 5 为血管内 12 个不同深度(血管内腔范围为 3.2~7.7 mm)在一个脉动周期内的多普勒测量结果。由式(1)计算出通过各个深度的平均频移值所对应的速度 v ,则可得到不同深度的速度曲线。

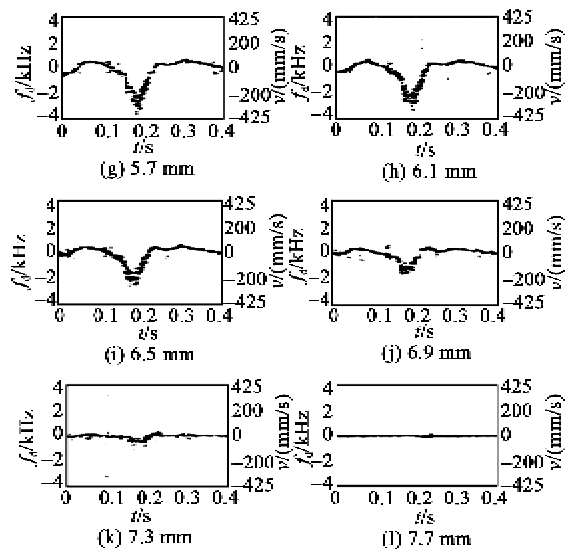
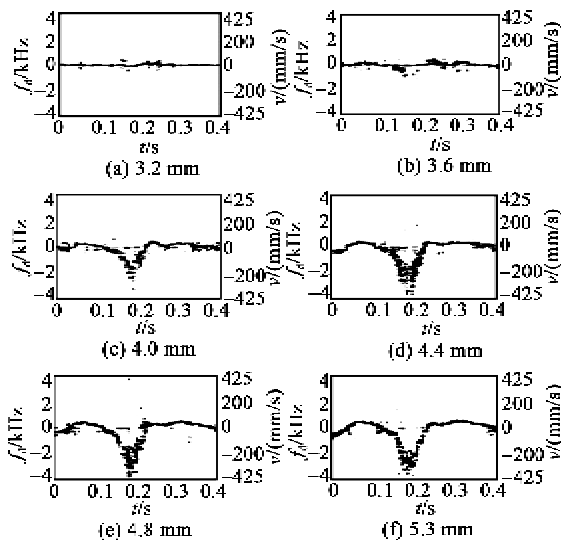
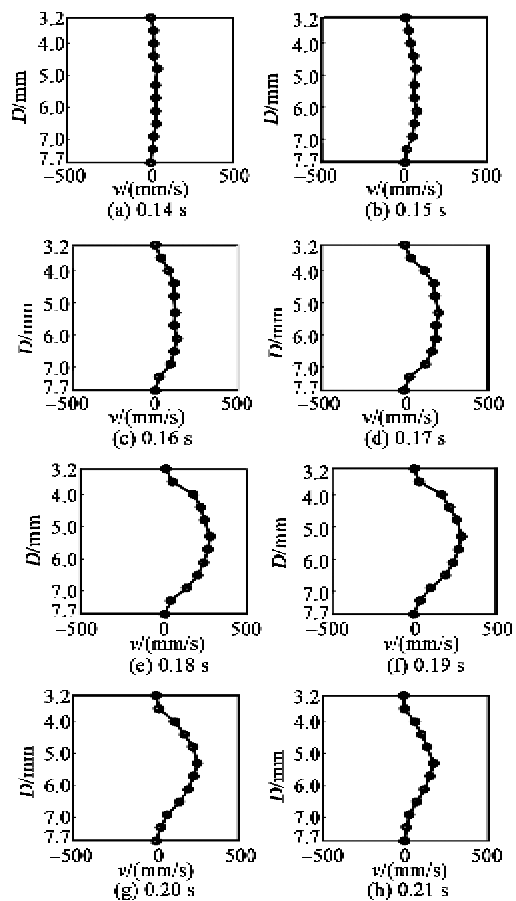


图 5 不同深度脉冲多普勒成像

将图 5 中同一时刻不同深度(D)的速度值取出,按图 6 所示的成像方式进行显示,可得血管仿体内不同时刻的速度剖面,由此可看出血管仿体内的流速变化。在实验所模拟的一个脉动周期内,血管仿体内的流速从 0.14 s 开始增加,在 0.19 s 速度达到最大,而 0.20~0.25 s 为速度衰退期。



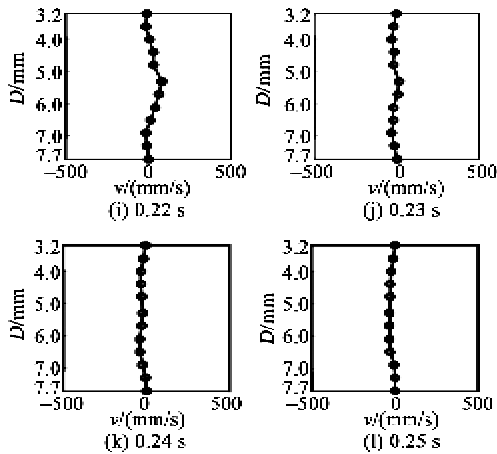


图 6 不同时刻模拟血流速度剖面

4 结束语

本文提出了一种基于 FPGA 的全数字化脉冲多普勒血流剖面测量系统,系统使用 FPGA 编程完成脉冲激励的产生和换能器的收发控制,接收信号解调使用基于 Hilbert 变换的数字正交解调器取代传统模拟混频器,并依托 FPGA 的高运算性能完成回波信号的频谱分析。FPGA 的可编程性和并行运算性能使信号处理算法的灵活性增加,信号处理的实时性和计算精度较高,能实现系统的实时成像和血管内速度剖面的测量。系统方案简洁,结构清晰,且搭建实验平台验证了方案的可行性和效果。经多次校对验证,测量误差小于 7%,证明了本系统良好的可靠性。

参考文献:

[1] 俞俊鑫. 超声测量血流速度中的编码技术研究[D]. 上

海:复旦大学,2009:6-10.

[2] 邱继宝,杨亚普,吴米龙,等. 一种基于 FPGA 的高分辨率超声血流测速系统[J]. 声学技术,2013,32(6):193-194.

QIU Weibao, YANG Yapu, WU Milong, et al. An FPGA-based ultrasound system for high resolution blood flow measurement[J]. Technical Acoustics, 2013, 32(6):193-194.

[3] QIU Weibao, YU Yanyan, TSANG F K, et al. An FPGA based open platform for ultrasound biomicroscopy[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2012, 59(7):1432-1442.

[4] 万明习,宗瑜瑾,王素品. 生物医学超声学[M]. 上册. 北京:科学出版社,2010:338-393.

[5] SURRY K J M, AUSTIN H J B, FENSTER A, et al. Poly (vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(24):5529-5546.

[6] IEC 61685-2001. Ultrasonics-flow measurements systems-flow test object [S].

[7] SAMAVAT H, EVANS J A. An ideal blood mimicking fluid for doppler ultrasound phantoms[J]. Journal of Medical Physics, 2006, 31(4):275-278.

[8] 宋瑞波,钱明,牛丽丽,等. 双层 PVA-C 血管仿体中生理流体的超声成像及测速研究[J]. 声学技术,2011,30(6):151-152.

SONG Ruibo, QIAN Ming, NIU Lili, et al. Physiological flow visualization in a two-layer PVA cryogel artery phantom using ultrasound [J]. Technical Acoustics, 2011, 30(6):151-152.

(上接第 809 页)

[9] 毛玉良,陈家斌,宋春雷,等. 捷联惯导姿态误差模型分析[J]. 中国惯性技术学报,2013,21(2):182-185.

MAO Yuliang, CHEN Jiabin, SONG Chunlei, et al. Analysis of attitude error models of strapdown inertial navigation system[J]. Journal of Chinese Inertial Technology, 2013, 21(2):182-185.

[10] JULIER S, UHLMANN J K. Unscented filtering and nonlinear estimation[J]. Proceedings of the IEEE Aerospace and Electronic Systems, 2004, 92(3):401-422.

[11] XU Bo, HAO Yanling. Error analysis of the attitude updating algorithm for submarine in the dynamic en-

vironment [C]//Beijing: Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, 2011:2183-2188.

[12] 丁杨斌,申功勋. Unscented 粒子滤波在静基座捷联惯导系统大方位失准角初始对准中的应用研究[J]. 航空学报,2007,28(2):397-401.

DING Yangbin, SHEN Gongxun. Study on unscented particle filter applied in initial alignment of large azimuth misalignment on static base of SINS[J]. Acta Aeronautica Et Astronautica Sinica, 2007, 28(2):397-401.