Modeling and Simulation 建模与仿真, 2025, 14(3), 238-246
Published Online March 2025 in Hans. https://www.hanspub.org/journal/mos
https://doi.org/10.12677/mos.2025.143218

Hans汉斯

用于消化道诊断的超声内镜成像系统设计

侯书豪[1]，刘　平[1]，孙福佳[2]，刘　飞[3]，顾海航[2]

[1]上海理工大学材料与化学学院，上海
[2]上海理工大学机械工程学院，上海
[3]上海理工大学健康科学与工程学院，上海

收稿日期：2025年2月19日；录用日期：2025年3月12日；发布日期：2025年3月19日

摘　要

针对消化道疾病的精准诊断需求，本文设计并实现了一种高集成度的超声内镜成像系统。采用中心频率20 MHz的PMN-PT单阵元聚焦超声换能器，实现超声信号与电信号的转换。以FPGA为系统控制和处理核心，负责超声波的发射、采集及数据处理功能。提出了一种结合了深度线性增益补偿与分段增益调节的TGC控制方案，以补偿深度衰减造成的回波信号能量损失。补偿后的回波信号经数字滤波处理后，通过希尔伯特变换与CORDIC算法进行正交解调和包络检波，经USB3.0接口传输至上位机进行实时图像显示。在MATLAB上分析回波数据以判断系统性能。实验结果表明，系统的脉冲发射与信号采集符合预设参数，回波数据无失真。在TGC处理后，深度方向的信号均衡性显著提升，背景噪声明显减少，成像更加清晰，能够精准反映被测物体的结构特征。系统设计合理、功能完善，分辨率达到50 μm，能够有效支持消化道疾病的高精度诊断，具有潜在的临床应用价值。

关键词

超声内镜，超声成像系统，FPGA，时间增益补偿，高集成度，高分辨率

Design of Ultrasound Endoscopic Imaging System for Digestive Tract Diagnosis

Shuhao Hou[1], Ping Liu[1], Fujia Sun[2], Liu Fei[3], Haihang Gu[2]

[1]School of Materials and Chemistry, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai
[2]School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai
[3]School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Feb. 19th, 2025; accepted: Mar. 12th, 2025; published: Mar. 19th, 2025

Abstract

In response to the need for accurate diagnosis of gastrointestinal diseases, this paper presents the

文章引用: 侯书豪, 刘平, 孙福佳, 刘飞, 顾海航. 用于消化道诊断的超声内镜成像系统设计[J]. 建模与仿真, 2025, 14(3): 238-246. DOI: 10.12677/mos.2025.143218

design and implementation of a highly integrated ultrasound endoscopic imaging system. The system utilizes a 20 MHz PMN-PT single-element focused ultrasound transducer to convert ultrasonic signals into electrical signals. An FPGA serves as the core control and processing unit, responsible for ultrasound wave transmission, reception, and data processing. A novel TGC control scheme combining depth-dependent linear gain compensation with segmental gain adjustment is proposed to compensate for the signal attenuation caused by depth. The compensated echo signals are digitally filtered, followed by orthogonal demodulation and envelope detection using Hilbert transform and CORDIC algorithm. The processed data is transmitted in real-time to a host computer for image display via USB3.0. Echo data is analyzed in MATLAB to evaluate system performance. Experimental results show that the system's pulse transmission and signal acquisition meet predefined parameters, with no distortion in the echo data. After TGC processing, the signal uniformity in depth direction is significantly improved, background noise is substantially reduced, and the imaging becomes clearer, enabling precise reflection of the structural features of the measured object. The system is well-designed with complete functionality, achieving a resolution of 50 μm, which effectively supports high-precision diagnosis of gastrointestinal diseases and holds potential for clinical applications.

Keywords

Ultrasound Endoscope, Ultrasound Imaging System, FPGA, Time Gain Compensation, High Integration, High Resolution

Copyright © 2025 by author(s) and Hans Publishers Inc.
This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).
http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/
Open Access

1. 引言

超声内镜(Endoscopic Ultrasound, EUS)是一种将内镜与超声相结合的医学影像设备，通过在传统电子内镜前端集成微型超声探头，可对消化道器官病变提供更丰富的影像学诊断信息。其中，高频多阵元超声探头较单阵元探头制作工艺复杂，成本较高。而单阵元探头依靠电机驱动进行扫描，帧率高、成像范围大、且结构简单，节约制造成本，便于普遍使用。相较于传统压电陶瓷，新型弛豫铁电单晶 PMN-PT 具备极高的机电耦合系数，其制备的超声换能器可有效提高成像分辨率和接收灵敏度，实现高质量的图像采集，在医用超声探头上具有广泛应用[1]。现有的超声内镜系统虽然能够提供高分辨率的成像[2]，但由于超声信号在探测深度增加时会受到衰减，导致深层组织的回波信号强度较弱，这可能影响到对深层目标的识别与诊断。而传统的时间增益补偿(Time Gain Compensation, TGC)补偿方案通常采用固定的增益补偿策略，难以应对不同深度和不同组织类型的回波信号，因此需要一种更加灵活且精确的方案来补偿深度衰减[3]。

为改进上述问题，采用 PMN-PT 单阵元超声换能器，结合 FPGA 作为核心控制处理器，在单板上完成了超声信号发射与接收的完整处理流程。此外，针对超声回波信号随深度衰减的问题，本文设计并实现了一种基于深度的线性增益结合分段增益调节机制的 TGC 控制方案。通过 FPGA 控制 DAC 输出，动态调整增益，达到自适应的补偿效果。经过 TGC 处理后的回波信号通过通用串行总线(Universal Serial RBus 3.0, USB3.0)接口传输至上位机进行实时成像显示。

2. 超声成像基本原理

常见的医学超声诊断设备采用压电式微机械换能器。利用逆压电效应，可将高频电信号转换成高频

机械振动，实现超声波发射；利用正压电效应，可将超声振动波转换成电信号，实现超声回波接收。B 型超声成像是一种基于亮度调制的成像模式，超声回波信号幅度越强，则超声图像像素点越亮。单阵元超声成像则是通过控制超声探头进行机械扫描，以获取不同角度和位置的回波信息，实现二维成像，从而反映生物组织的断层结构信息[4]。

3. 系统结构设计

设计的超声内镜成像系统结构框图如图 1 所示，主要模块包括 FPGA 控制处理模块、高压脉冲发射模块、回波信号采集模块、USB3.0 模块、上位机显示模块、高频单阵元换能器。

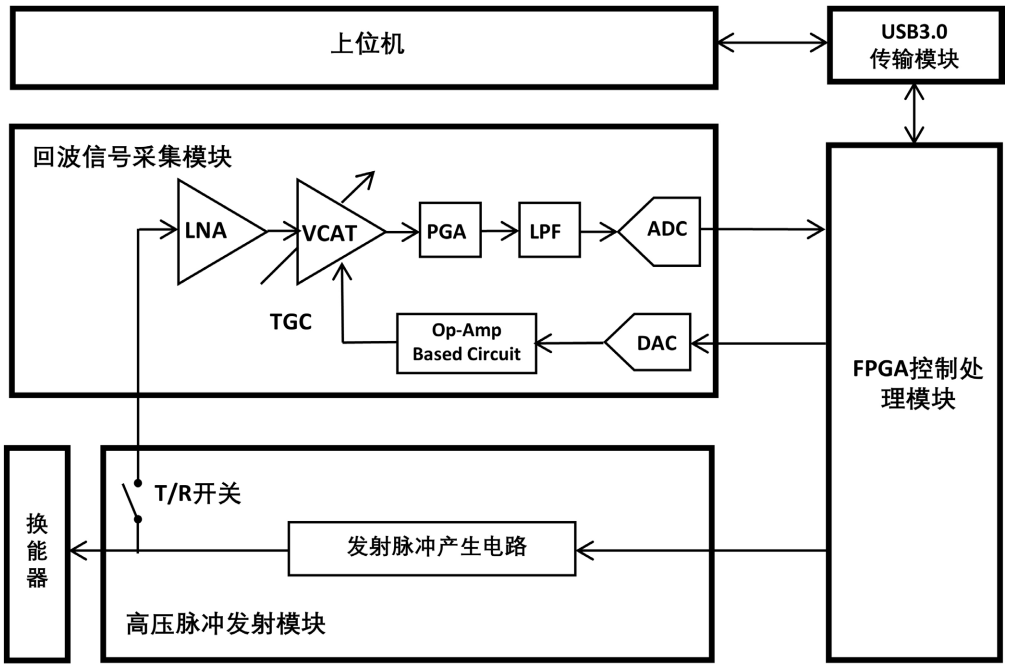


Figure 1. Block diagram of ultrasound endoscopic imaging system
图 1. 超声内镜成像系统结构框图

3.1. FPGA 控制处理模块

FPGA 控制处理模块是整个系统的控制处理核心，主要负责控制激励脉冲的时间和频率、控制采集模块信号增益、接收 A/D 转换后的超声回波数据并进行数字回波信号处理及传输等工作。

FPGA 芯片选用 Xilinx 公司 Artix7 系列的 XC7A100T，该芯片内部资源丰富、具备大量的 IO 管脚、充足的逻辑单元及丰富的存储资源，能够满足高性能计算和数据处理的需求。FPGA 控制处理模块工作主频设置为 200 MHz，通过高速数据通道进行数据处理与传输，确保系统的可靠性与实时成像能力[5]。

3.2. 高压脉冲发射模块

高压脉冲发射模块用于产生与换能器固有频率一致的双极性高压脉冲，激励超声换能器发出超声波。本文采用德州仪器(Texas Instruments, TI)公司的 TX7516 芯片实现高压脉冲发射功能。该芯片是一款高度集成、高性能的脉冲发射片上系统，最高可支持发出±100 V 的双极性脉冲。其内部寄存器由 FPGA 通过串行外设接口(Serial Peripheral Interface, SPI)编程，用于配置发射脉冲的频率和波形。寄存器配置完成后，FPGA 按一定的时间间隔，向该芯片施加低压逻辑控制信号，芯片按寄存器配置的频率和波形控制内部

脉冲发生器发出正负高压激励脉冲，脉冲电压由外部高压电源提供。

由于超声信号的发射接收共用一个阵元，为保护低压接收电路，该芯片内部集成了发射/接收(Transmit/Receive, T/R)开关，在高压发送器和低压接收器之间提供高度隔离。当脉冲发生器产生高压脉冲时，T/R 开关关断以保护接收器电路；当发射结束后、接收回波信号时 T/R 开关导通，将回波信号传至低压接收电路。

3.3. 回波信号采集模块

回波信号采集模块用于实现超声回波的预处理，主要包括前置放大、滤波与 A/D 转换。本文采用 TI 公司的超声模拟前端芯片 AFE5818 构建回波信号采集模块。该芯片内部集成了整个模拟前端典型结构，主要包括：低噪声放大器(Low Noise Amplifier, LNA)、压控衰减器(Voltage-Controlled Attenuator, VCAT)、可编程增益放大器(Programmable Gain Amplifier, PGA)、低通滤波器(Low-Pass Filter, LPF)和模数转换器(Analog-to-Digital Converter, ADC)。芯片内部各模块由 FPGA 通过 SPI 总线编程内部寄存器以配置具体参数，其中，LNA、PGA 信号链的总增益最高可达 54 dB，能够满足微弱回波电流信号的转换要求[6]。放大滤波后的信号由 14 位高速 ADC 采样，最大采样速率为 65 MSPS，满足目标选用的换能器中心频率 20 MHz 的回波采样需求。ADC 采集到的数据以低压差分信号(Low Voltage Differential Signal, LVDS)接口形式传输至 FPGA。

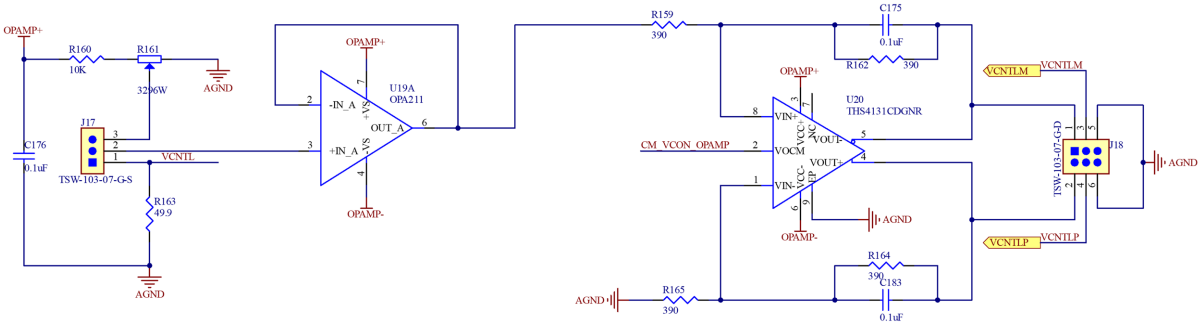


Figure 2. Designed Op-Amp circuit
图 2. 设计的 Op-Amp 电路

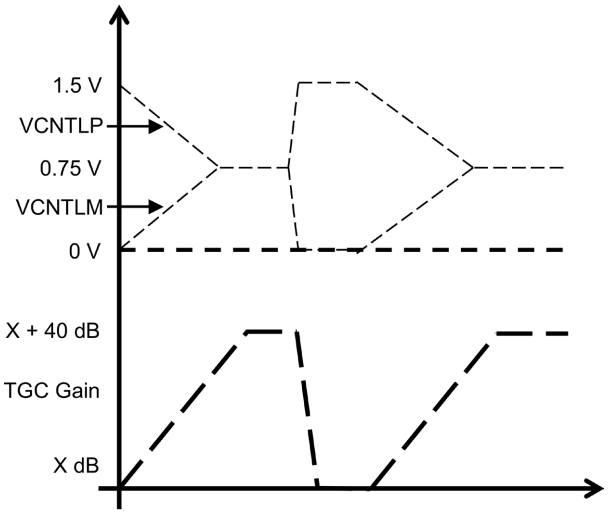


Figure 3. The relationship between VCAT gain curve and the differential control signal
图 3. VCAT 增益曲线与差分控制信号关系

为避免随着探测深度的增加导致的高频超声回波信号衰减，需要对回波信号进行时间增益补偿。本文采用按深度线性增益补偿结合分段增益调节的 TGC 控制方案，以优化超声信号的增益分布。其中，模拟线性时间增益由 AFE5818 内部集成的 VCAT 提供，典型增益范围约为 0 到 40 dB。具体来说，每次超声激励脉冲发生后，FPGA 通过时钟计数来表征深度，并将每个深度对应的控制电压输入给外部 DAC 芯片以输出线性变化电压 VCNTL，经过图 2 设计的基于运算放大器(Operational Amplifier, Op-Amp)电路缓冲、滤波、抑制低频噪声后，转化成差分信号 VCNTLP 和 VCNTLM 作用于 VCAT。VCAT 增益曲线与差分控制信号关系如图 3 所示。TGC 增益曲线的最大和最小衰减分别出现在 VCNTLP、VCNTLM 间差值为 1.5 V 和 0 V 处。通过控制 VCNTLP 和 VCNTLM 差值从 1.5 V 线性变化到 0 V，实现 0 到 40 dB 的线性时间增益补偿。分段增益调节部分由 FPGA 写寄存器的方式动态控制芯片内部 LNA、PGA 信号链总增益，将探测范围均匀划分为多个增益调节区段，并根据计算提供相应的补偿值。分段增益的引入可以在线性补偿的基础上，对特定深度区域定点放大，以优化该区域的信号强度，使图像更清晰。

3.4. 数字信号处理模块

ADC 采样后的回波信号由 FPGA 接收并进一步处理。首先使用 Xilinx 专用解串器 ISERDES 实现 14 位数据的解串和位对齐。之后对回波数据进行数字滤波处理，调用 FPGA 中的有限冲激响应滤波器(Finite Impulse Response, FIR) IP 核实现带通滤波，以滤除低频强回声信号及高频干扰信号，保存有用的回波信息。滤波器采样频率设置为 65 MHz，与回波采集模块中 ADC 的采样频率一致。基于目标换能器的中心频率为 20 MHz，滤波器上下截止频率分别设置为 13 MHz 和 26 MHz，滤波窗口为 32 阶汉宁窗。滤波后的信号需要对其解调并提取包络信号，在 FPGA 中使用希尔伯特变换实现数字化的正交解调。希尔伯特变换是一种信号处理方法，它可以将一个实信号转换为该信号的同向分量和与其相位差为 90˚的正交分量。之后提取信号的包络，即对两组正交信号组成的复数求模，其中求平方根的电路使用 cordic 算法实现。接下来对提取到的包络信号进行对数压缩处理，将幅值保持在合适的动态范围用于成像显示[7]。

3.5. USB3.0 数据传输模块

USB3.0 是目前广泛应用的超高速数据传输接口，相较于其前身 USB2.0，提供了更高的传输速率，最高可达 5 Gbps。USB3.0 通过增加了两对超高速差分信号线(SSTX+/SSTX−和 SSRX+/SSRX−)，使其能够实现全双工的数据传输，提高了数据的传输效率和稳定性。为了充分利用 USB3.0 的高速传输性能实现超声图像的实时传输，本文采用了 FTDI 公司生产的 FT601 芯片。该芯片通过连接 FIFO 和 USB3.0，向上位机传输数据。该芯片具有 16 Kb FIFO 数据缓存，其内部集成的时钟芯片可提供 100 MHz 工作时钟，具备高数据处理速度和低功耗。为最大化数据传输速率，本文将 FT601 配置为“245 单通道”模式，通过 FPGA 控制并将数据写入芯片内部 FIFO。FT601 首先将 TXE_N 信号拉低，通知 FPGA 其 WR FIFO 中有足够空间进行数据写入，然后 FPGA 通过写使能信号 WR_N 将处理好的超声数据写入 WR FIFO 中缓存，之后上位机发送数据请求信读取缓存数据。在 USB3.0 传输测试中，实测数据传输速率平均可达 350 MB/s，相较其他传统数据传输方法有明显的优势，可满足超声成像实时大量数据传输要求[8]。

4. 系统测试结果

4.1. 硬件仪器测试

图 4 为搭建的系统硬件测试平台。首先测试高压脉冲发射模块的脉冲发射功能。设置发射的单脉冲信号时间间隔为 1 ms，频率为 2 MHz，占空比为 50%，外部高压电源使用±18 V 直流电源。测试仪器为固纬电子公司的 GDS-1000A-U 系列示波器。测量结果如图 5 所示，发射模块可按要求输出正确的双极性

脉冲。

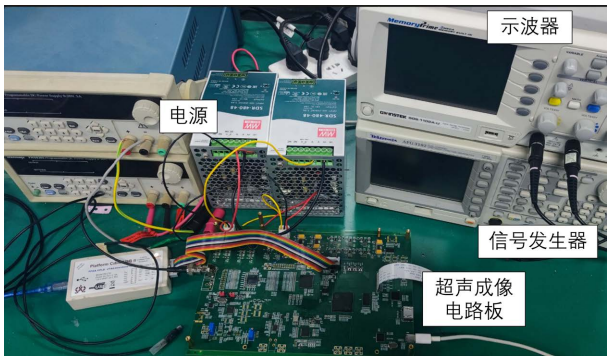


Figure 4. System hardware testing platform
图 4. 系统硬件测试平台

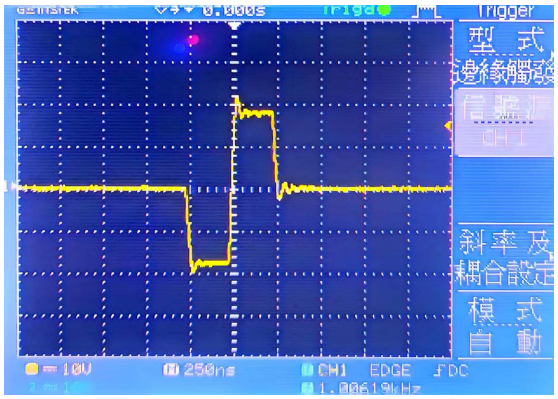


Figure 5. Generated single pulse excitation signal
图 5. 发出的单脉冲激励信号

将目标选用的中心频率 20 MHz 的 PMN-PT 单阵元聚焦换能器与硬件成像系统连接，在水中对表面平滑的钢板进行脉冲回波测试。激励脉冲电压为±48 V，激励脉冲频率为 20 MHz。图 6 为示波器采集到的超声回波信号，其中，一次回波较强，为目标钢板的首次回波信号，二次回波信号较弱，为多次反射后产生的信号。

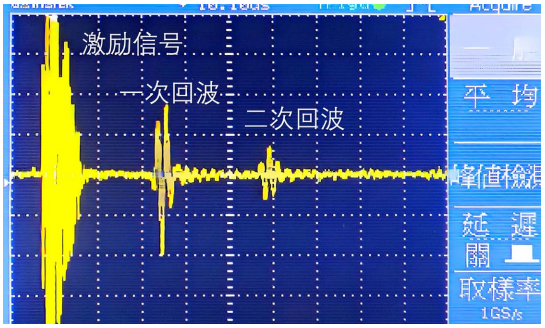


Figure 6. Received echo signal
图 6. 接收到的回波信号

图 7 为该信号的脉冲回波及频率响应，超声回波信号位于约 5.3 μs，与被测目标实际距离仅有较小的

误差。换能器的中心频率、−6 dB 带宽根据式(1)、(2)计算[9]。

$$f_c = \frac{1}{2}\left(f_t + f_u\right) \tag{1}$$

$$BW = \frac{\left(f_u - f_t\right)}{f_c} \times 100\% \tag{2}$$

式中 f_t，f_u 分别为回波信号在−6 dB 处对应频率的下界和上界。

脉冲回波测试结果表明，换能器中心频率、−6 dB 带宽分别为 20.4 MHz 和 63.6%，数值接近换能器的设计指标。系统可有效获取回波信息并转换为电压输出，供后续进一步成像处理。

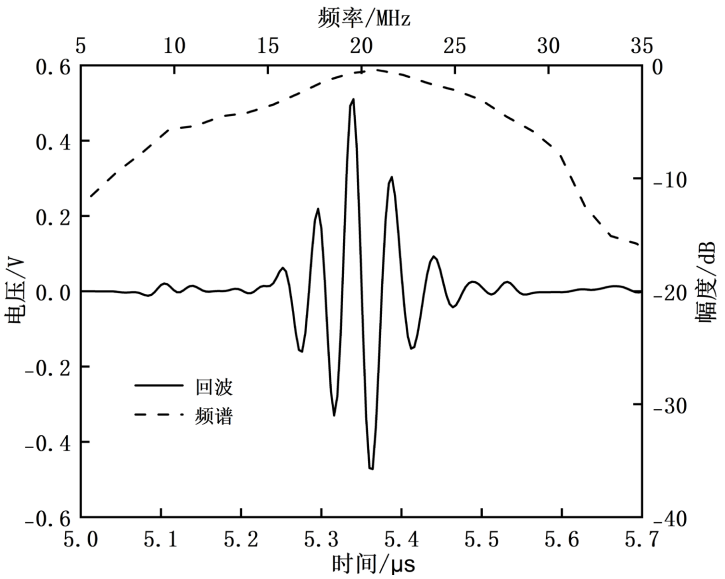


Figure 7. Pulse echo and bandwidth
图 7. 脉冲回波及带宽

4.2. 系统成像结果

为验证系统的成像性能，在水中使用等间距的塑料板固定了五根直径为 20 μm、水平和垂直方向间距分别为 1.2 mm 和 1 mm 的钨丝进行成像。PMN-PT 单阵元聚焦换能器焦距是 8 mm、由精度 1 μm 的线性移动平台控制进行移动扫描。图 8 为系统对采集到的回波信号进行滤波、检波后的处理结果。带通滤波器提取了信号的主要频率成分，去除了噪声干扰后的信号形状更接近实际回波，包络信号的曲线清晰显示了超声信号的主要回波位置和幅度信息。

钨丝成像结果如图 9 所示，位于换能器焦点处的钨丝图像明亮、清晰，对应图像中心点位置，此处轴向、横向分辨率较高。在远离焦点位置的钨丝相对较暗，但也有较好的轴向分辨率。通过 TGC 处理前后对比可以看出，TGC 补偿了随深度增加的信号衰减，使得不同深度的目标信号强度趋于均衡，增强了深层目标的可见性。钨丝目标边缘更加清晰，对比度提高，特别是在焦距后区域，信号增强效果尤为明显。同时，背景噪声明显减少，整体信噪比提升，改善了成像的动态范围。这一结果表明，采用线性增益补偿结合分段增益调节的 TGC 控制方式，有助于提升超声图像的质量，使整个成像深度范围内的目标信号更加清晰，补偿后的系统分辨率可达 50 μm，可以精确定位消化道内局部组织结构及病灶位置，符合消化道检测要求。

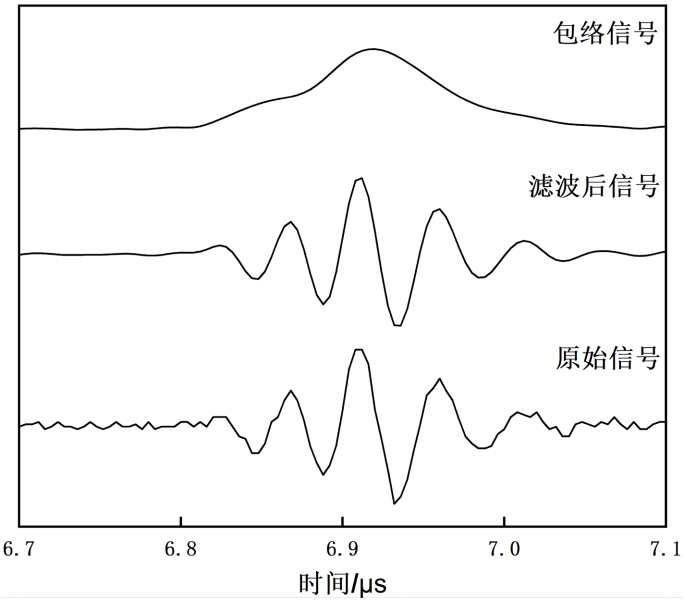
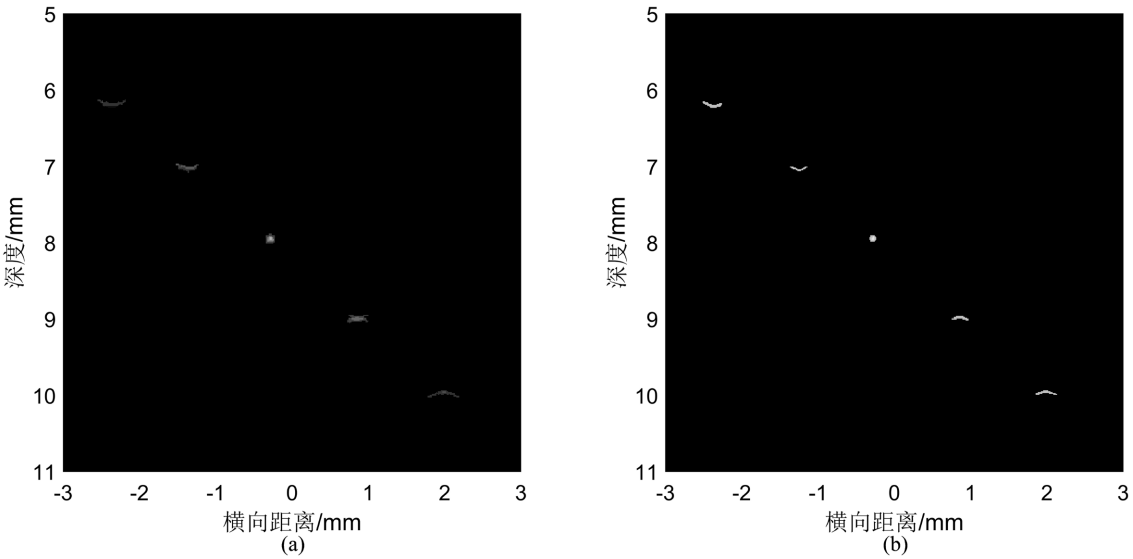


Figure 8. Processing results of pulse ultrasonic echo signal
图 8. 脉冲超声回波信号的处理结果



(a) TGC 处理前；(b) TGC 处理后。

Figure 9. Comparison of tungsten wire imaging results before and after TGC processing
图 9. TGC 处理前后的钨丝成像结果对比

5. 结论

本文针对消化道疾病诊断，设计并实现了一种基于 PMN-PT 单阵元超声换能器和 FPGA 的高分辨率超声内镜成像系统。详细介绍了探头选型、超声成像系统的发射、接收、信号处理及传输各模块设计。提出一种线性增益补偿结合分段增益调节的 TGC 控制方式以克服超声信号随深度的衰减。实验结果表明，该系统各模块工作稳定，经 TGC 处理后的超声图像的深度均衡性得到显著提升，信号增强效果明显，能够提供精确、清晰的超声图像，系统分辨率达到 50 μm，可有效支持消化道疾病诊断。

参考文献

[1] Yoon, S., Williams, J., Kang, B.J., Yoon, C., Cabrera-Munoz, N., Jeong, J.S., *et al*. (2015) Angled-Focused 45mhz PMN-PT Single Element Transducer for Intravascular Ultrasound Imaging. *Sensors and Actuators A*: *Physical*, **228**, 16-22. https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.02.037

[2] Kidav, J., *et al*. (2021) Design of a 128-Channel Transceiver Hardware for Medical Ultrasound Imaging Systems. *IET Circuits*, *Devices & Systems*, **16**, 92-104. https://doi.org/10.1049/cds2.12087

[3] Xu, J., Wang, N., Chu, T., Yang, B., Jian, X. and Cui, Y. (2022) A High-Frequency Mechanical Scanning Ultrasound Imaging System. *Biosensors*, **13**, 32. https://doi.org/10.3390/bios13010032

[4] 欧阳小龙. 医学超声成像的硬件系统设计[D]: [硕士学位论文]. 南京: 东南大学, 2022.

[5] 卢小星. 面向 CMUT 的超声成像电路设计与实现[D]: [硕士学位论文]. 太原: 中北大学, 2024.

[6] 陈谋, 何常德, 孟亚楠, 等. 面向电容式微机械超声换能器器件的 32 通道收发电路设计与测试[J]. 应用声学, 2022, 41(3): 436-446.

[7] 刘宝强. 高分辨率超声成像系统设计[D]: [硕士学位论文]. 赣州: 江西理工大学, 2014.

[8] 陆祖嘉, 邱维宝, 牟培田, 等. 基于现场可编程门阵列的高分辨率超声成像系统设计[J]. 中国医学物理学杂志, 2015, 32(6): 847-850.

[9] 周洁文, 李晓兵, 丁伟艳, 等. 皮肤囊肿成像用高频超声换能器及扫描方法[J]. 压电与声光, 2022, 44(1): 134-138.