

DOI: 10.13382/j.jemi.B2408083

便携式超细电子内镜成像系统设计*

杨海马^{1,2} 胡祥磊¹ 刘瑾³ 张大伟¹ 路千¹

(1. 上海理工大学光电信息与计算机工程学院 上海 200093; 2. 中国科学院空间主动光电技术重点实验室 上海 201800;
3. 上海工程技术大学电子电气工程学院 上海 201620)

摘要:针对医疗领域狭小空间内高质量成像的需求,设计了一种基于STM32F407IGT6微控制器的便携式超细电子内窥镜系统。该系统采用OV6946摄像头模组采集图像,并通过OV426桥接芯片将模拟信号转换为数字信号,利用USB接口将图像数据传输至上位机。上位机基于LabVIEW平台,噪声滤波、RAW色彩还原及改进型CLAHE算法,显著提升了图像质量。实验中,通过去噪处理后,图像的峰值信噪比(PSNR)达到37.65 dB,结构相似度(SSIM)为0.970 8,去噪效果良好,图像保留了较高的细节和结构相似性;通过图像增强,局部对比度由3.32提升至13.16,平均梯度由7.08提升至28.05,表现出显著的血管区域对比度和清晰度提升。系统实时处理帧率在30 fps,处理延时为33 ms,能够满足医疗诊断中对高实时性和高质量图像的要求。硬件设计上,系统的体积和重量相较于传统设备显著减小,增强了便携性与操作灵活性。实验结果表明,系统在成像质量、实时性和便携性方面表现出色,能够有效辅助临床诊断,提高医疗操作的精准度与效率,具有广泛的临床应用前景。

关键词: STM32F407IGT6;便携式超细电子内窥镜;OV6946;图像处理

中图分类号: TN911.73 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.10

Design of a portable ultrafine electron endoscopy imaging system

Yang Haima^{1,2} Hu Xianglei¹ Liu Jin³ Zhang Dawei¹ Lu Qian¹

(1. School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;
2. Key Laboratory of Space Active Opto-Electronics Technology, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China;
3. School of Electronic and Electrical Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China)

Abstract: A portable ultrafine electronic endoscope system based on the STM32F407IGT6 microcontroller has been developed to address the growing demand for high-quality imaging in narrow, confined spaces within the medical field. The system utilizes the OV6946 camera module for image acquisition, and the analog signals are converted to digital form through the OV426 bridge chip. Image data is then transmitted to the host computer via the USB interface. The host computer leverages the LabVIEW platform, integrating advanced image processing techniques, including vertical stripe noise filtering, RAW color restoration, and an improved contrast limited adaptive histogram equalization (CLAHE) algorithm, to enhance image quality significantly. Experimental results demonstrate the effectiveness of the denoising and image enhancement processes. After denoising, the peak signal-to-noise ratio (PSNR) of the processed image reached 37.65 dB, with a structural similarity (SSIM) of 0.970 8, indicating minimal information loss and high structural integrity. Additionally, the image's local contrast was improved from 3.32 to 13.16, and the average gradient increased from 7.08 to 28.05, which highlights a substantial enhancement in contrast and sharpness, particularly in the vascular regions. The system achieved a real-time processing frame rate of 30 frames per second, with a processing delay of 33 ms, satisfying the stringent requirements for high real-time performance and high-quality imaging in medical diagnostics. In terms of hardware design, the system's compact size and reduced weight represent a significant improvement compared to traditional endoscopy systems, enhancing both portability and operational

收稿日期:2024-12-31 Received Date: 2024-12-31

* 基金项目:中科院空间主动光电技术重点实验室开放基金(2021ZDKF4)、上海市科委科技创新行动计划(22DZ1201300)、上海市浦江人才计划(23PJD067)、上海市科委科技创新行动计划(22S31903700,21S31904200)项目资助

flexibility. The experimental results indicate that this system excels in terms of imaging quality, real-time performance, and portability. It offers promising potential to assist clinical diagnoses, improving the accuracy and efficiency of medical procedures. Moreover, the system shows broad applicability in clinical settings, particularly for endoscopic examinations in confined spaces such as the gastrointestinal and respiratory tracts.

Keywords: STM32F407IGT6; portable ultrafine electronic endoscope; OV6946; image processing

0 引言

随着微创手术和精准医疗技术的不断进步,内窥镜^[1]在现代医疗诊断与治疗中的地位愈加重要。内窥镜通过人体天然孔道或人工切口进入体内,使临床医师能够直观观察特定部位的组织结构及病变特征,从而实现早期诊断和精准治疗。高性能图像传感器的发展,使得医用内窥镜不仅能够实时记录高清图像与视频^[2],便于医生进行实时监控和后续分析,还显著提升了诊断的准确性和手术的安全性。因此,内窥镜技术的不断优化与创新,特别是在小型化^[3]、低功耗和高质量成像方面,成为当前医学影像领域的研究热点。

在内窥镜小型化与高分辨率成像技术的发展过程中,国内外研究者和企业取得了诸多成果。Covi 等^[4]研发的 CMOS 图像传感器模组(5.0 mm×8.2 mm×7.0 mm)实现了 640×480 pixels 的分辨率,并成功应用于微创手术中。Frank 等^[5]设计了一款微型 CMOS 内窥镜,具有 640×640 pixels 和 3.6 μm 像素尺寸,用于肠道的检查,镜头外径虽然高达 6.5 mm,但在内窥镜微型化上作出了重要突破。同时在国内,宋璐等^[6]基于 ARM9 和 Win CE 的设计在小型化与便携性上有所进展,但因镜头尺寸过大,难以适应狭小空间。黄勇^[7]完成的 OV6946 电子内镜系统虽实现在狭小空间成像,但成像质量一般并且未能实现整体小型化与便携化。李睿等^[8]设计了单目内窥镜用于目标尺寸测量,但是操作不便,不易推广。同时,国内外厂商推出的一体式 ASIC 方案虽然在处理速度和可重配置性方面表现优异,但普遍存在图像噪声偏大、成像质量欠佳,以及过度依赖专用芯片导致软硬件二次开发困难和成本控制不理想等问题。这些研究和产品的局限性表明,现有内窥镜技术在高质量成像与系统小型化、便携性之间尚未达到理想的平衡。

针对当前内窥镜技术存在的不足,本文提出了一种基于 STM32F407IGT6 微控制器的内窥镜系统设计方案。该系统采用 OV6946 超细摄像头模组进行图像采集,通过 OV426 模数转换芯片对图像数据进行解析,并利用 USB^[9-10] 高速 USB 接口将影像数据实时传输至 LabVIEW 上位机。在上位机平台中,系统通过色彩还原^[11-12]、实时去噪^[13]和图像增强算法^[14]对图像质量进行优化,显著改善了图像的清晰度和细节呈现。实验结果表明,该内窥

镜系统^[15]在满足微创手术对高质量成像^[16]和实时处理的需求方面表现优异,展示了其在实际医疗应用中的可行性和潜力。

1 硬件设计

本文系统总体结构如图 1 所示,下位机部分主要由 CMOS 图像传感器、OV426^[17] 桥接解码芯片、STM32F407 主控芯片以及 USB PHY 芯片构成。集成在 CMOS 前端的 LED 光源通过 PWM 控制调整光照强度。其中 OV426 是一款专为 OV6946、OV6948、OCHTA10 等小型医疗器械摄像头设计的桥接芯片。由于 CMOS 图像传感器具有较小的尺寸和有限的外围接口,其图像信号大多以模拟形式输出,所以需要通过 OV426 将摄像头输出的模拟信号通过内部集成的 ADC 和协处理单元转换为 DVP 协议的数字信号,将转换后的数字信号传输 ARM 主控制器中进行处理,同时 OV426 和主控之间通过 SCCB 总线协议通信来配置传感器相应寄存器来调整图像参数。采集后的图像数据缓存到 SRAM 中,再通过基于 USB2.0 高速接口传输至 LabVIEW 上位机。

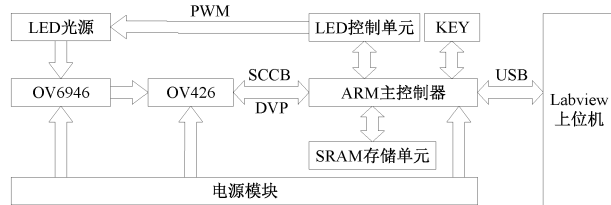


图 1 系统总体结构

Fig. 1 Overall system structure

1.1 内窥镜图像解码硬件模块设计

1) OV6946 摄像头

OV6946 是一款以模拟信号为图像输出的 CMOS 图像传感器,使用 3.3 V 电源即可供电,引脚简单仅有 4 根传输线,分别为两根电源接口,1 根 SPI 接口用于传输图像数据以及 1 根时钟接口,其功能框图如图 2 所示。OV6946 在内部集成了锁相环用以产生内部时钟并进行逻辑控制,通过 SPI 协议接口可以对 VOUT 引脚进行配置,进而调整传感器内部参数。此外,光电传感器捕获光信号并将其转换为电信号,该电信号经放大后通过 VOUT 引脚输出为模拟图像信号。

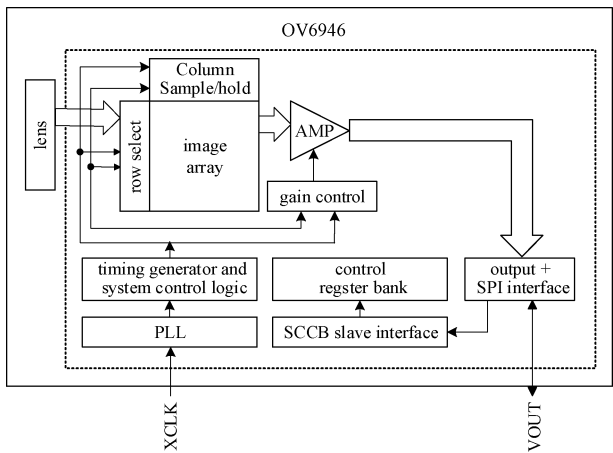


图 2 OV6946 功能框

Fig. 2 OV6946 functional block diagram

2) 摄像头图像数据解码单元设计

为了实现对 OV6946 的 CMOS 输出模拟信号进行转换,本设计使用豪威公司生产的 OV426 桥接芯片。OV426 对 OV6946 的模拟输出信号进行解码,并通过 ADC 将其数字化。生成的数字信号由数字信号处理器 (DSP) 处理,最终以标准 DVP 格式输出。OV426 通过 SCCB 总线进行寄存器配置,可以配置输出数据的格式、ISP 功能等。同时支持黑电平校准 (BLC)、自动曝光控制 (AEC)、自动增益控制 (AGC) 等功能,其硬件原理如图 3 所示。

由于制造商将 OV6946 图像传感器封装成 OVM6946 模组时,由于传输线工艺不佳,各传输线之间没有做很好的信号屏蔽,输出的模拟信号受到 4 MHz 时钟信号的干扰,所以在电路设计时除了将解码芯片的数字电源与模

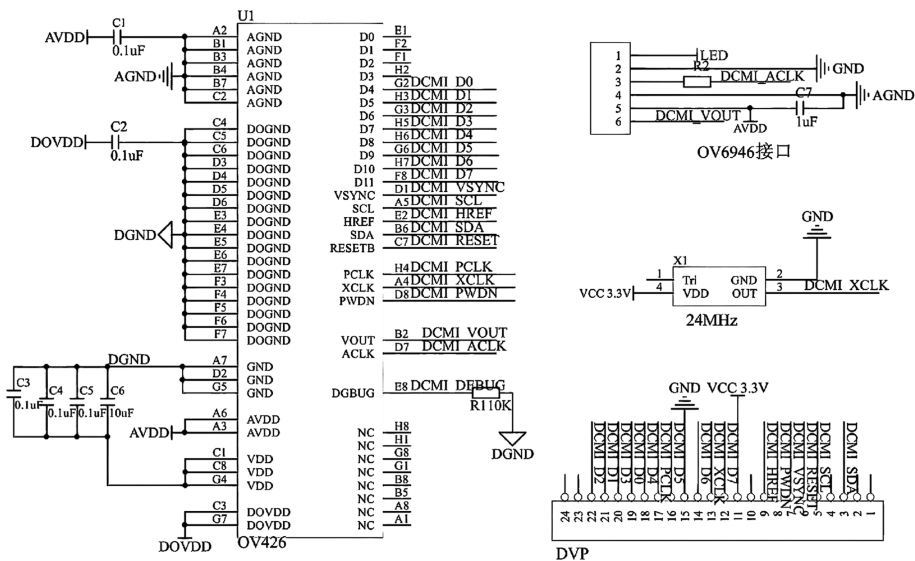


图 3 OV426 原理

Fig. 3 OV426 schematic

拟电源隔开外,在摄像头的时钟信号线 ACLK 上加入了 $50\ \Omega$ ($R2$) 的可调电阻进行手动的阻抗匹配。同时 OV6946 需要稳定、干净的电源来确保高质量的图像输出。尽管电源线路已有多级滤波电容,仍需在传感器的正负极之间加入 $0.1\ \mu\text{F}$ 电容,以进一步有效去耦高频噪声,抑制电源波动和瞬态干扰,提升电源质量和稳定性,从而确保图像传感器在采集图像时的精确性和稳定性。

1.2 内窥镜图像数据传输单元设计

本文选用的 CMOS 图像传感器输出分辨率为 400×400 ,数据宽度为 8 位,帧率为 30 fps,因此所需传输带宽约为 40 Mbps。考虑到 USB 协议的传输速率、成本、成熟度等因素,选择 USB 2.0 协议作为图像数据与计算机之间的通信标准。本文选用 Microchip (微芯) 公司推出的

USB PHY 芯片,符合 USB 2.0 高速传输规范,同时向下兼容全速与低速模式。该芯片集成了 USB 2.0 收发器、差分信号驱动器和接收器,ESD 保护以及电源管理模块等功能,能够高效处理 USB 信号的物理传输,并与 USB 控制器芯片协同工作,完成数据的传输和接收。

在超细电子内窥镜系统中,USB 作为物理层接口模块,负责将图像传感器或其他模块生成的数据转换为物理信号,并通过 USB 接口与计算机或其他主机设备连接。其支持最高 480 Mbps 的数据传输速率,确保图像数据的高速、稳定传输。凭借其高集成度和低功耗设计,USB 适用于便携式和功耗敏感的设备,能够在内窥镜系统的小型化和高效能要求下,提供可靠的 USB 数据传输功能。图 4 所示为芯片结构框。

电路如图 5 所示,晶振 X1 为芯片提供 24 MHz 的

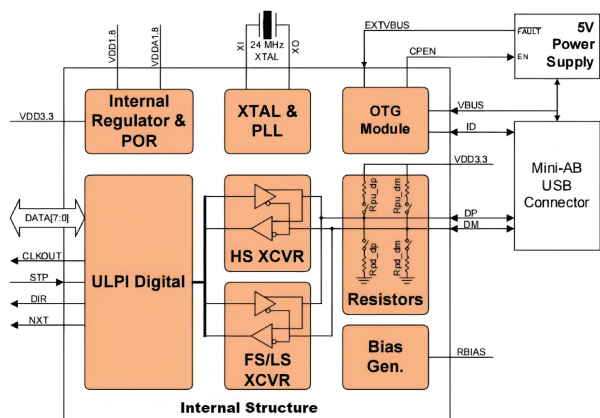


图 4 USB 芯片结构框

Fig. 1 4 Block diagram of USB chip structure

时钟信号。RESET 引脚用于芯片复位,且为高电平有效。XTALOUT 的两个引脚与芯片内部振荡器相连,通过锁相环(PLL)实现倍频与分频操作,生成芯片所需的 12、24 和 48 MHz 等多种时钟频率。之后,USB 差分信号 DP 和 DN 通过 USB 接口向外传输数据。在 PCB 设计中,需考虑 USB 差分线的阻抗匹配,通常为 $90\ \Omega$ 。鉴于 USB 2.0 标准规定 VBUS 引脚的最大电压为 5.25 V,因此,为了防止 VBUS 引脚受到过高电压(瞬态电压)的影响,应在该引脚处串联一个限流电阻以保护电路。

1.3 电源单元设计

电源模块在嵌入式系统中起着至关重要的作用,它直接影响系统的稳定性、效率以及长期可靠性。在电源设计过程中,除了确保为各个模块提供充足且稳定的电

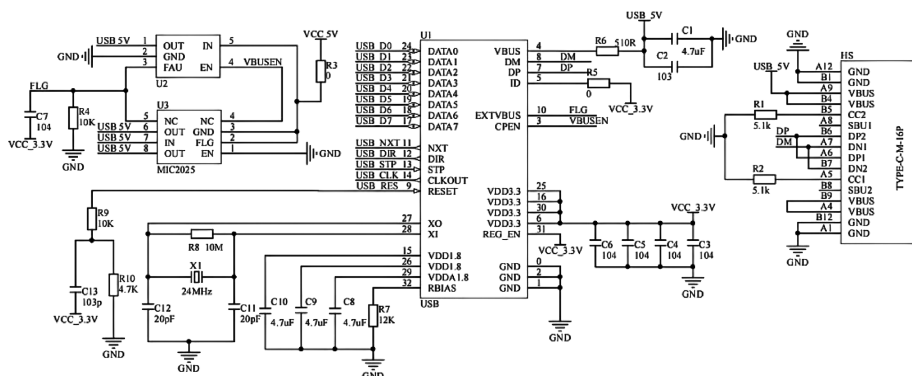


图 5 USB 电路

Fig. 5 USB circuit diagram

力外,还需考虑功耗、转换效率、电压纹波等多个因素,以尽量减少电源噪声对系统性能的干扰。常见的电源方案包括 LDO(低压差线性稳压器)和 DC-DC 转换器。DC-DC 转换器因其较高的输出电流能力和优秀的电源转换效率,适用于对功率和散热要求较高的应用,如 FPGA 等大功耗设备。然而,DC-DC 转换器输出电压的纹波较大,可能对一些对电压精度要求较高的敏感设备产生不利影响。相比之下,LDO 稳压器具有较低的电压纹波和较为简洁的电路设计,适合用于低功耗、低噪声的应用,但其输出电流能力有限,不能满足大功耗系统的需求。

基于系统对电源的不同需求,以及功耗和转换效率的综合考虑,本文提出了一种高效电源管理模块,部分电路如图 6 所示。该模块通过外部 USB 接口输入 5 V 电源,通过 AMS1117-3.3 V 线性稳压芯片将 5 V 电压降至 3.3 V,供给主控芯片 STM32F407 和 ME2108A56 电源管理芯片。在此基础上,ME2108A56 芯片将电压进一步升至 5.6 V,为 LED 光源提供驱动电压,且光源亮度通过主控芯片的 PWM 调控来实现精确调节。此外,采用 LDO 稳压芯片 ADP123 对 5 V 电源进行降压,分别为 OV6946

图像传感器的数字电源和模拟电源模块提供稳定的 3.3 V 电压。

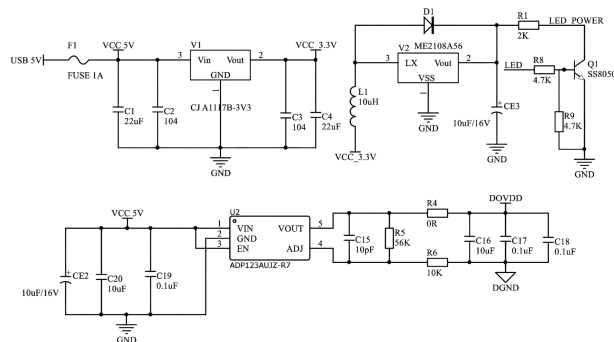


图 6 部分电源电路

Fig. 6 Partial power supply circuit

电源管理模块通过合理的电源架构设计与高效的电压转换手段,确保了系统各个模块在稳定供电的前提下,最大程度地提高了电源转换效率,减少了电源纹波和噪声,满足了嵌入式系统对电源性能的严格要求。

2 上位机软件设计

本文使用 LabVIEW 设计了上位机软件,并实现了竖条纹去除、RAW 色彩还原和血管增强等图像处理算法,以提高图像质量和辅助诊断。上位机软件基于 LabVIEW 图形化编程平台,提供直观的用户界面,支持实时图像显示、参数调节和处理模式切换。通过 USB 接口与嵌入式设备通信,确保系统操作的简便性与灵活性。

在图像处理方面,首先采用频域滤波去除竖条纹噪声,显著提升图像质量。针对 RAW 格式图像,设计了色彩还原算法,通过白平衡校正与 Bayer 插值技术恢复 RGB 色彩信息,生成高质量的彩色图像。为了增强血管可视化效果,使用了一种改进的 CLAHE 图像增强算法血管增强算法,显著提高了血管对比度和结构清晰度。以上算法的集成有效提升了医疗图像的清晰度和诊断准确性,确保了系统在实际应用中的高效性与可靠性。

2.1 条纹噪声滤除

内窥镜成像系统采用小尺寸的 CMOS 图像传感器,图像以模拟信号传输。由于 OV6946 制作工艺和传输信号线材料等原因,输出的信号质量在传输过程中容易受到阻抗失配的影响,导致信号反射现象,从而在输出图像中出现条纹噪声^[18]。同时,OV426 处理器在进行黑电平校准时,仅对整幅图像减去一个固定像素值,这导致整体图像产生固定亮度偏移,但未能有效去除垂直方向的条纹噪声。这些条纹噪声会严重影响图像质量,即使在上述电路上进行信号的阻抗匹配,仍然可能出现竖条纹,从而干扰医生对疾病的诊断。因此,去除图像中的噪声是成像系统中至关重要的图像处理环节。

为了得到十分明显的效果,使用装置拍摄实验室天花板得到原始图像,经过对原始图像(如图 7 所示)进行分析,对图像进行二维傅里叶变换,变换之后得到的图像数组进行取模、中心化、对数变换,得到噪声图像的傅里叶频谱能量图如图 8 所示。频谱中心的亮点具有较大的幅值,较多的图像信息分量存在该频率处。频谱图的中心点为基频,离中心点越远,频率越高。从图像的频谱图中可以看出,图像的信息分量主要集中在低频范围内,但在横坐标 1/4 和 3/4 频率处存在较大的幅值,因此可以推断,这两处较大幅值的频率为噪声的频率分量。同时对图片任意一行数据进行傅里叶变换,可得单行数据的频谱图如图 9 所示。从单一行频谱图中可以看出横坐标 1/4 和 3/4 频率处亦存在异常峰。由此可以判断出这两处的异常峰位置代表的是条纹噪声的频率分量。

为滤除条纹噪声并保证实时性,在 LabVIEW 平台上设计了带阻滤波器,通过傅里叶变换获取图像频谱图,利用带阻滤波器去除条纹噪声对应的频率分量,再经傅里

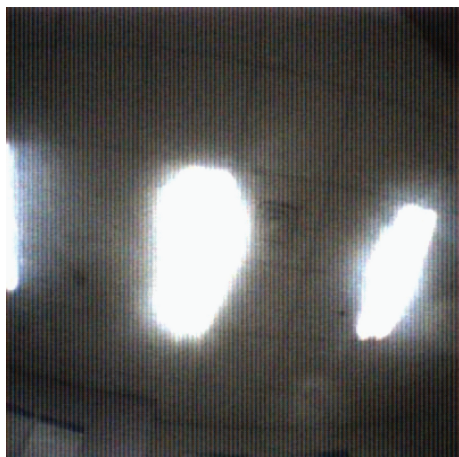


图 7 原始图像

Fig. 7 Raw image

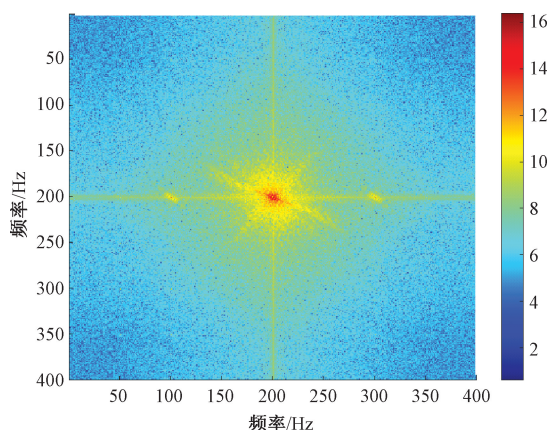


图 8 噪声图像频谱能量

Fig. 8 Noise image spectrum energy map

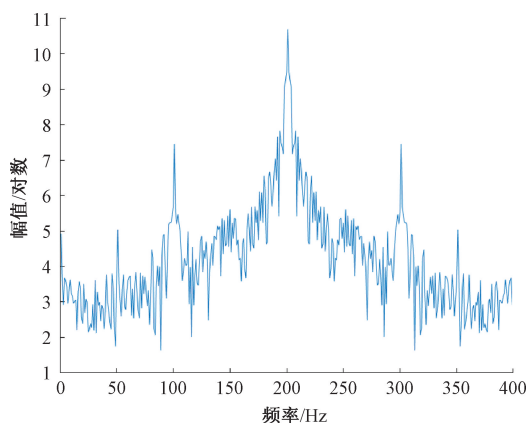


图 9 单行数据频谱

Fig. 9 Spectrogram of one-line data

叶反变换还原去噪图像。为进一步降低信息损失,对去除频率区域采用参考数据和周围点的高斯加权进行填充。

2.2 色彩还原

一幅 RGB 图像由 R、G、B 3 个颜色分量构成,因此需要图像传感器对 3 种颜色的光分别进行光电转换,但本文选用的 CMOS 图像传感器输出图像格式为 RAW RGB,这是一种按照 Bayer^[19] 模式排列的滤波阵列(CFA),共有 GBRG、GRBG、BGGR、RGGB 4 种排列形式,如图 10 所示。这种色彩模式每个像素点只包含一个颜色通道的数据,为了获得完整颜色数据的 RGB 图像,就要对原始图像进行相应算法处理。

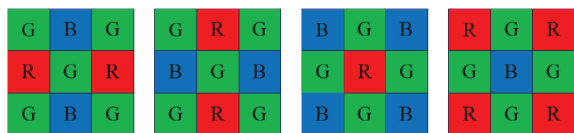


图 10 Bayer 模式色彩滤波阵列

Fig. 10 Bayer mode colour filter array

Bayer 格式到 RGB 格式转换的方法有很多,常用的方法有最近邻域插值、双线性插值、边缘导向插值。本系统采用双线性插值的方法,认为当前像素点的颜色信息与其周边像素点相关,利用 3×3 范围内其他像素点的不同颜色通道信息进行平均值计算,作为当前像素点的插值结果。如在 GBRG 和 BGGR 排列的 Bayer 格式当中,对 G22 和 R22 的插值过程如下。

1) G22 对 R, G, B 颜色分量进行插值时:

$$R_{22} = (R_{21} + R_{23})/2 \quad (1)$$

$$G_{22} = (G_{11} + G_{13} + G_{22} + G_{31} + G_{33})/5 \quad (2)$$

$$B_{22} = (B_{12} + B_{32})/2 \quad (3)$$

2) R22 对 R, G, B 颜色分量进行插值时:

$$R_{22} = R_{22} \quad (4)$$

$$G_{22} = (G_{12} + G_{21} + G_{23} + G_{32})/4 \quad (5)$$

$$B_{22} = (B_{11} + B_{13} + B_{31} + B_{33})/4 \quad (6)$$

对图像中每一个像素点依次进行上述双线性插值操作,即可将原始图像转换为 RGB 格式图像进行显示。图 11 和 12 所示为图像格式转换前后对比。

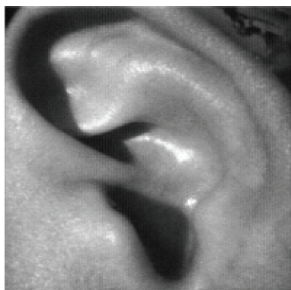


图 11 原始

Fig. 11 Original image

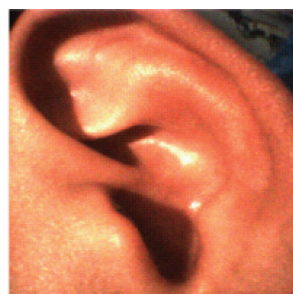


图 12 RGB

Fig. 12 RGB image

2.3 血管增强

为改善医疗影像中血管对比度不足的问题并提高诊断精度,本系统采用了一种优化的 CLAHE 算法。此算法针对传统 CLAHE^[19] 算法在区域适应性和边界处理方面的不足,优化设计集中在两个关键方面,动态裁剪限制和块重叠处理。

动态裁剪限制模块能够根据图像块的内容特性动态调整裁剪阈值,精准适应不同区域的对比度增强需求,同时有效控制噪声放大并避免过度增强现象。优化的块重叠处理通过改进块间重叠区域的处理方式与权重分配,显著降低了块效应对图像连续性的干扰,进一步提升了整体视觉质量。

系统在 LabVIEW 平台上实现了优化的 CLAHE 算法。首先,使用 Vision 工具包将滤波后的图像分割成小块,并计算每个小块的直方图^[20]。然后,利用公式节点动态调整裁剪阈值以进行对比度增强,满足不同区域需求。接着,优化块间重叠区域的处理,减少块效应对图像连续性的影响。最后,将处理后的图像块合并,提升了图像的对比度和质量。

3 系统实物及测试分析

为验证便携式医用内窥镜成像系统的功能与性能,搭建了一套实验平台对系统进行全面测试,实物如图 13 所示。实验平台由带有蛇骨结构的超细径内窥镜、数据采集主机以及移动平板组成,旨在模拟实际临床使用场景下的系统运行状态。内窥镜采集的图像由基于 STM32F407 的主机进行实时处理,处理后的图像通过 USB 接口传输至移动平板以供显示。移动平板运行专门开发的上位机软件,支持实时图像显示、参数调节和处理模式切换,为用户提供直观的交互体验与灵活的操作方式。同时整套系统体积小,重量轻,易于携带。

3.1 成像结果和内镜参数

按照上述步骤,连接好内镜模组、处理电路、计算机后进行成像测试。将内镜伸入舌头下端模拟人体体腔,

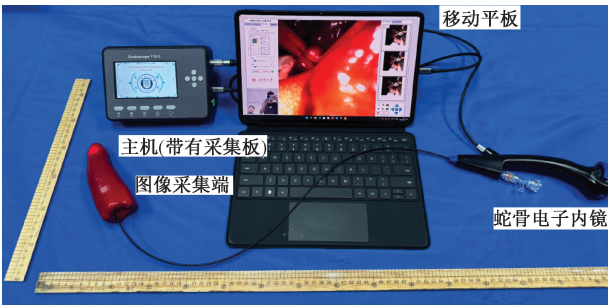


图 13 便携式医用内窥镜成像系统实验平台
Fig. 13 Portable medical endoscopy imaging system experimental platform

通过上位机调节照明、去噪、矫正等参数及图像处理算法,使图像显示清晰。图 14 为耳道实拍图片,表 1 为本文设计的超细电子内窥镜功能样机参数。



图 14 耳道
Fig. 14 Ear canal images

表 1 超细电子内窥镜功能样机参数

Table 1 Parameters of the functional prototype of the ultrafine electronic endoscope					
视场	帧率	信噪比	动态范围	镜头直径	照明方式
120°	30 fps	36 dB	65 dB	1.9 mm	白光 LED

3.2 系统延时测试

对系统时延的测试方法如下:在搭建好本系统后,在上位机软件界面上添加秒表计时器,程序运行同时启动秒表计时器,待系统稳定运行一段时间后,将电子内窥镜的镜头对准电脑屏幕。在上位机界面显示秒表以及内窥镜拍摄的秒表计时器,点击暂停运行,屏幕上二者计时的差值即为系统延时。经过多次测量,本文所设计的电子内窥镜系统样机的时延基本稳定在 33 ms 左右,满足系统要求。多组时延数据的统计结果如表 2 所示。

3.3 色彩还原测试

颜色在疾病诊断中具有重要意义,是医生判断病灶的重要依据。如果病灶区域的颜色与实际颜色存在显著

偏差,将严重影响疾病诊断的准确性,因此图像色彩的还原程度至关重要。针对色彩还原性能的测试方法如下:选用标准 24 色色卡作为基准,24 色色卡在摄像头测试中广泛应用于色彩还原度、白平衡及灰阶测试。通过电子内镜拍摄色卡图像,观察其颜色失真程度,并通过调整光源和上位机中的白平衡调节参数对图像的色差进行校正^[21]。校正前后效果对比如图 15 和 16 所示。

表 2 多组时延数据统计
Table 2 Multiple delay statistics

测试次数	计时器时间/s	电子镜时间/s	系统延时/ms
第 1 次测试	5.063	5.030	33
第 2 次测试	19.564	19.532	32
第 3 次测试	23.139	23.106	33
第 4 次测试	29.696	29.663	33
第 5 次测试	33.312	33.279	33



图 15 校正前图像
Fig. 15 Pre-calibration image

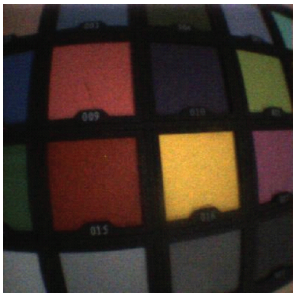


图 16 校正后图像
Fig. 16 Post-calibration image

图 15 中,因未进行白平衡调整,整体图像存在显著偏色现象。经测试,10 号紫色区域的 RGB 颜色分量为 [211,136,84],其中红色和绿色分量显著偏高且远大于蓝色分量,导致整体色彩呈现黄绿色偏移。此外,图像还存在过曝光问题。16 号黄色区域 RGB 颜色分量为 [253,253,254],显示严重的过饱和现象;而 15 号红色区域的 RGB 颜色分量为 [253,139,49],3 种颜色分量均偏高,进一步加剧色彩失真。

经过白平衡参数调整与曝光校正后,图 16 为优化后的效果。其中,10 号紫色区域的 RGB 颜色分量为[63,49,80],与实际颜色更为接近,偏色问题得到明显改善。同时,16 号黄色区域的 RGB 分量调整为[254,228,97],而 15 号红色区域的 RGB 分量调整为[150,40,27],均更接近真实色彩,从而提升了图像的色彩还原度和诊断的可靠性。

3.4 条纹滤波和图像增强测试

为评估系统算法对内镜图像竖条纹噪声去除的效果,运行系统后分别保存去噪前后的单帧图像。同时,为尽可能减少因阻抗失配和信号反射导致的条纹噪声,采用定制高质量镜头模组和高质量线材,并在相同环境条件下拍摄理想的无噪图像。随后,计算去噪后图像的峰值信噪比 (PSNR) 和结构相似度 (SSIM)。实验结果显示,去噪后图像的 PSNR 为 37.65 dB,SSIM 为 0.970 8,表明去噪算法在有效抑制噪声的同时,较好地保持了图像的结构信息,确保了图像质量未受到明显损失,从而满足医学成像的实际应用需求。算法的实现效果如图 17 所示。

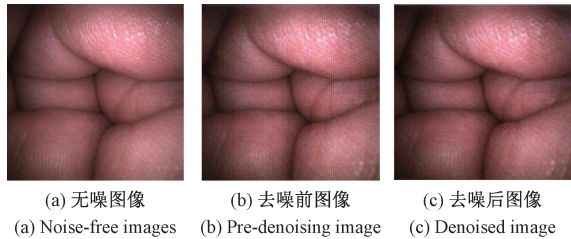


图 17 算法效果
Fig. 17 Algorithm effect

将设备伸入口腔进行拍照,保存图像处理前一帧图像,分别用 CLAHE^[22]和改进的 CLAHE 对图片进行处理,同时并计算两种算法处理后图片的局部对比度和平均梯度。由图 18 效果对比及表 3 数据的对比分析可知,CLAHE 和改进型 CLAHE 在图像处理中的表现相较于原图有显著提升。原图的局部对比度为 3.32,平均梯度为 7.08,CLAHE 处理后,局部对比度提升至 12.24,平均梯度达到 24.84,图像的细节和锐度明显增强。改进型 CLAHE 进一步提升了局部对比度至 13.16,平均梯度达 28.05,效果优于 CLAHE,显示出更强的细节保留和边缘锐化能力。可见,改进型 CLAHE 在增强图像清晰度和细节表现方面,比标准 CLAHE 有更大的优势,尤其在处理细节要求较高的图像时更有效。总体来说,在提高图像清晰度与细节表现方面,改进型 CLAHE 相比标准 CLAHE 具有更大优势。

表 3 CLAHE 和改进的 CLAHE 增强算法性能对比
Table 3 Performance comparison of CLAHE and improved CLAHE enhanced algorithm

算法	局部对比度	平均梯度
原图	3.32	7.08
CLAHE	12.24	24.84
改进型 CLAHE	13.16	28.05

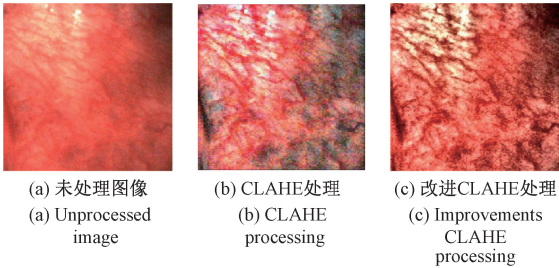


图 18 算法对比结果
Fig. 18 Algorithm comparison results

4 结 论

本文依据对现有医用内窥镜的实际需求,提出并实现了一套基于 STM32 的便携式超细电子内镜系统设计方案。该系统在确保技术指标达标的前提下,着重优化硬件结构,简化系统复杂度,从而实现小型化和低功耗的目标。通过采用先进的图像处理算法,包括滤波、色彩还原以及图像增强等技术,系统有效提升了内窥镜图像的处理效率和质量,并确保图像低延时输出,满足了医疗应用中对高性能成像的需求。此外,该系统通过与多家医院的合作交流,在实际测试使用中获得了高度评价,验证了其在医疗场景中的实用性和可靠性。

参考文献

[1] 张雯雯,周正东,管绍林,等. 电子内窥镜的研究现状及发展趋势[J]. 中国医疗设备,2017,32(1):93-98.
ZHANG W W, ZHOU ZH D, GUAN SH L, et al. Research progress and development tendency of electronic endoscope[J]. China Medical Devices, 2017, 32(1): 93-98.

[2] 王斌,汤栋生,张志芳,等. 便携式内窥镜视频系统软件设计[J]. 中国医学装备,2018,15(3):15-18.
WANG B, TANG D SH, ZHANG ZH F, et al. A software design of video system of portable endoscope[J]. China Medical Equipment, 2018, 15(3): 15-18.

[3] 王飞龙. 便携式电子内窥镜的关键模块分析[J]. 科技创新与应用,2022,12(7):58-60.
WANG F L. Analysis of key modules of portable

- electronic endoscopes [J]. Technology Innovation and Application, 2022, 12(7): 58-60.
- [4] COVI D, CAVALLOTTI C, VATTERONI M, et al. Miniaturized digital camera system for disposable endoscopic applications[J]. Sensors and Actuators, A. Physical, 2010 (2): 162.
- [5] FRANK W, MARTIN M, MARTIN W, et al. Miniaturized camera system for an endoscopic capsule for examination of the colonic mucosa [J]. Fraunhofer-Institut für Angewandte Optik und Feinmechanik (Germany); AWAIBA GmbH (Germany); Alabama A&M Univ. (United States); The Aerospace Corp. (United States); Univ. Laval (Canada), 2014, 919291920Z-91920Z-6.
- [6] 宋璐, 卫亚博, 冯艳平. 基于 ARM9 的便携式医用电子内窥镜的设计[J]. 电子测量技术, 2011, 34(12): 73-75.
- SONG L, WEI Y B, FENG Y P. Design of portable medical electronic endoscope based on ARM9 [J]. Electronic Measurement Technology, 2011, 34(12): 73-75.
- [7] 黄勇. 基于 FPGA 的超细径电子内窥镜系统研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2022.
- HUANG Y. Research on ultra-fine diameter electronic endoscope system based on FPGA [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2022.
- [8] 李睿, 代煜, 张建勋, 等. 融合五自由度位姿信息的单目内窥镜目标尺寸测量[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(6): 230-238.
- LI R, DAI Y, ZHANG J X, et al. Object dimension measurement using the 5-dof electromagnetic tracked endoscope[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(6): 230-238.
- [9] 李继秀, 钟燕清, 田易, 等. 基于 FPGA 和 USB 的高速数据实时采集系统的设计和实现[J]. 电子测试, 2020(20): 23-25.
- LI J X, ZHONG Y Q, TIAN Y, et al. Design and implementation of high speed data real-time acquisition system based on FPGA and USB [J]. Electronic Test, 2020(20): 23-25.
- [10] 罗瑶, 魏忠义, 朱磊, 等. STM32CubeMX 的高速 USB 通信模块设计[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2017, 17(9): 46-48, 54.
- LUO Y, WEI ZH Y, ZHU L, et al. High-speed USB communication module based on STM32CubeMX [J]. Microcontrollers & Embedded Systems, 2017, 17(9): 46-48, 54.
- [11] 王麓, 徐弘基, 王若溪, 等. 基于 Bayer 格式图像的实时色彩还原算法[J]. 液晶与显示, 2019, 34(3): 310-316.
- WANG L, XU H J, WANG R X, et al. Realtime color reduction algorithm based on Bayer format [J]. Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays, 2019, 34(3): 310-316.
- [12] ZHOU W, ZHANG L, GAO S Y, et al. Gradient-based feature extraction from raw bayer pattern images. [J]. IEEE Transactions on Image Processing: A Publication of the IEEE Signal Processing Society, 2021.
- [13] QU J, JIN K, WANG M, et al. Real-time stripe noise removal method for endoscope image [C]. 2021 IEEE 4th International Conference on Electronics Technology (ICET). IEEE, 2021.
- [14] 杨海马, 姜中阳, 张宇, 等. 基于盘古 FPGA 驱动的宽谱 CMOS 小腔体血管图像增强系统(特邀)[J]. 激光与光电子学进展, 2024, 61(20): 164-174.
- YANG H M, JIANG Z Y, ZHANG Y, et al. Wide-spectrum cmos endoscopic imaging enhancement system based on pangu fpga driver (invited) [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2024, 61(20): 164-174.
- [15] 张渤晗, 颀孙跃忠. 内窥镜成像系统[J]. 电子测试, 2020(2): 119-120.
- ZHANG B H, ZHUAN S Y ZH. Endoscopic imaging system [J]. Electronic Test, 2020(2): 119-120.
- [16] 靳阳阳, 韩现伟, 周书宁, 等. 图像增强算法综述[J]. 计算机系统应用, 2021, 30(6): 18-27.
- JIN Y Y, HAN X W, ZHOU SH N, et al. Review on image enhancement algorithms [J]. Computer Systems & Applications, 2021, 30(6): 18-27.
- [17] 王云峰, 范正吉, 何鑫, 等. 基于 Vivado HLS 的内窥镜实时暗部增强算法设计[J]. 电子测量技术, 2022, 45(23): 31-37.
- WANG Y F, FAN ZH J, HE X, et al. Design of endoscope real-time dark part enhancement algorithm based on Vivado HLS [J]. Electronic Measurement Technology, 2022, 45(23): 31-37.
- [18] 张锐浩. Vivado HLS 的图像传感器 FPN 噪声去除算法设计[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2023, 23(12): 55-58, 62.
- ZHANG R H. Design of image sensor FPN noise removal algorithm based on vivado HLS [J]. Microcontrollers & Embedded Systems, 2023, 23(12): 55-58, 62.

- [19] 别业楠. Bayer 模式图像复原技术的研究与发展[J]. 新材料产业, 2022(3):53-57.
BIE Y A. Research and development of bayer mode image restoration technology [J]. Advanced Materials Industry, 2022(3):53-57.
- [20] 林森, 周天飞, 查子月. 基于通道量化与红色先验融合的水下光学图像清晰化[J]. 电子测量与仪器学报, 2023, 37(2):110-120.
LIN S, ZHOU T F, ZHA Z Y. Underwater optical image sharpening based on fusion of channel quantization and red prior [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2023, 37(2):110-120.
- [21] 沈洁, 梅劲松, 沈均贤. 一种改进直方图均衡化的图像增强方法[J]. 计算机与数字工程, 2024, 52(10):3112-3115, 3130.
SHEN J, MEI J S, SHEN J X. An improved histogram equalization image enhancement method[J]. Computer & Digital Engineering, 2024, 52(10):3112-3115, 3130.
- [22] 丁洁, 陆安江, 彭熙舜, 等. 基于颜色校正和加权融合的水下图像增强[J]. 国外电子测量技术, 2023, 42(3):167-174.
DING J, LU AN J, PENG X SH, et al. Underwater image enhancement based on color correction and weighted fusion [J]. Foreign Electronic Measurement Technology, 2023, 42(3):167-174.

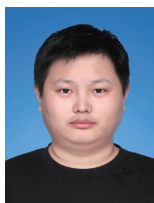
作者简介



杨海马 (通信作者), 2015 年获中国科学院大学(西安光学精密机械研究所)博士学位。现为上海理工大学教授、博士生导师, 芬兰阿尔托大学高级访问学者, 主要研究方向为数字信号分析与处理、SPR 传感器机理与仿真、模式识别系统开发、符号滑块变量结构控制。

E-mail: snowyhm@sina.com

Yang Haima (Corresponding author) received his Ph. D. degree from (the Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics) Chinese Academy of Sciences in 2015. Now he is a professor at University of Shanghai for Science and Technology, Ph. D. supervisor, Senior Visiting Schola, Aalto University, Finland. His research interests include digital signal analysis and processing, SPR sensor mechanism and simulation, pattern recognition system development, and symbolic slider variable structure control.



胡祥磊, 2020 年于安徽工程大学获得学士学位, 现为上海理工大学硕士研究生, 主要研究方向为医疗内窥镜设计。

E-mail: huxianglei62@126.com

Hu Xianglei received his B. Sc. degree from Anhui Polytechnic University in 2020. He is now a M. Sc. candidate at University of Shanghai for Science and Technology. His main research interest includes medical endoscopy design.