

全彩单像素内窥成像系统

杨旭^{1,2}, 冉悦^{1,2}, 周伟², 徐宝腾², 刘家林², 杨西斌^{1,2*}

(1. 中国科学技术大学生物医学工程学院(苏州), 江苏苏州 215163;

2. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 江苏苏州 215163)

摘要: 单像素成像技术以其较强的弱光探测能力和较宽的工作波段在生物医学成像领域有着广阔的应用前景。通过将单像素成像技术与内窥成像技术相结合, 提出两种腹腔镜全彩单像素内窥成像技术方案: 一种是 RGB 三色光源方案将颜色和空间信息分别按时序分配给照明和检测双方, 另一种是白光光源方案通过三个探测器同时采集颜色和空间的信息。搭建了两种腹腔镜全彩单像素内窥成像系统, 设计了模块化的单像素相机, 以多色彩条和肠道模型为成像目标, 通过实验从峰值信噪比、结构相似度和成像速度等方面, 系统量化分析了两种全彩单像素内窥成像系统的技术指标。实验结果表明, 两种方案峰值信噪比和结构相似度接近, 而白光光源方案成像速度更快, 可以适配各种腹腔镜进行内窥成像, 为推动单像素成像在内窥成像领域的应用提供了理论指导。

关键词: 单像素成像; 内窥成像; 单像素相机; 全彩成像

中图分类号: O439 **文献标志码:** A **DOI:** 10.3788/IRLA20230077

0 引言

单像素成像(SPI)是一种新兴的成像技术^[1], 具有成本低、抗干扰性强、成像光谱宽、对弱光信号敏感等优点。单像素成像技术经过近十几年的快速发展, 目前已经实现了太赫兹波段^[2]、红外波段^[3]、X射线波段^[4]成像, 还可以用原子^[5]、中子^[6]、电子^[7]进行成像。单像素成像技术不仅可以二维成像还可以对物体进行三维重建^[8]。基于上述的突出优点, 单像素成像技术在很多方面都具有巨大的应用潜力, 如工业高温物体成像^[9]、光学加密^[10]、浑水成像^[11]、超快成像^[12]、复振幅成像^[13]、显微成像^[14]等。单像素成像技术作为最新的探测技术之一, 在整个电磁光谱波长上都可以开发出高性价比的成像系统。单像素成像技术有两种成像方式: 一种是结构化照明, 将调制好的结构光投射到目标场景, 测量反射的光强信息。根据单像素探测器记录的光强信息和调制的照明图案, 可以重建出目标场景的图像; 另一种是结构化检测, 也叫单像素相机, 这种成像方式是把目标场景共轭成像到空间光调制器的表面, 使用空间光调制器加载不同

掩膜对图像进行强度调制, 最后使用单像素探测器探测调制后的光强, 通过单像素探测器记录的光强信息和调制掩膜图案, 重建目标场景的图像。

近年来, 全彩单像素成像方法的研究工作相继被报道。目前全彩单像素成像的技术路线大致分为两种方向: 一种是使用 RGB 三色光源进行时序照明, 通过单个探测器分时采集不同色光经过调制后的光强, 最后通过 RGB 三色图像重建融合形成全彩图像^[15-17]; 另一种是使用白光光源进行照明, 通过分光棱镜和 3 个单像素探测器同时采集目标场景的颜色和空间信息, 通过色彩融合重建出全彩图像^[18]。

内窥成像在工业和医学领域均具有广泛的应用前景, 将单像素成像技术应用于生物医学成像方面直到近几年才受到研究人员关注, 而与医用内窥成像相结合, 通过设计单像素相机, 可以弥补宽场 CMOS 相机在弱光探测和宽光谱响应方面的缺陷, 这在国内尚没有相关报道。

文中将全彩单像素成像技术与内镜成像技术相结合, 以自研四波段光源箱作为照明光源, 采用

收稿日期: 2023-02-18; 修订日期: 2023-03-26

基金项目: 国家重点研发计划项目(2021YFC2400100); 苏州市基础研究计划项目(szs2020308, SJC2022009)

作者简介: 杨旭, 男, 硕士生, 主要从事单像素成像方面的研究。

导师(通讯作者)简介: 杨西斌, 男, 研究员, 博士, 主要从事医用光学内窥成像方面的研究。

Hadamard 掩膜作为数字微镜器件 (DMD) 的调制图案, 设计了两种腹腔镜全彩单像素内窥成像系统。从峰值信噪比、结构相似度和成像速度等方面, 量化比较了两种腹腔镜全彩单像素内窥成像系统, 系统分析了两种成像方案之间的差异和优缺点, 根据所提出的方案设计搭建了模块化全彩单像素相机, 可以搭配各种腹腔镜进行内窥成像。

1 成像原理及系统设计

1.1 单像素成像原理

单像素成像技术采用单像素探测器作为光探测元件, 由于单像素探测器并没有空间分辨能力, 因此单像素成像技术需要借助于空间光调制器来调制目标对象的空间信息, 通过空间光调制器加载一系列掩膜图案对目标场景的像进行调制, 使用单像素探测器测得调制后的光强, 利用目标场景和调制图案之间的相关强度来重建目标图像。

文中采用 Hadamard 单像素成像技术 (HSI) 进行腹腔镜全彩单像素内窥成像系统研究。HSI 技术是基扫描单像素成像技术的代表之一, 使用 Hadamard 矩阵作为调制掩膜图案。Hadamard 矩阵是由 +1 和 -1 两种元素构成的完备正交矩阵, 非常适合 DMD 这种只能 0 和 1 调制的空间光调制器。Hadamard 矩阵可以由低阶 Hadamard 矩阵生成, 表示为:

$$H_{2^m} = H_{2^{m-1}} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

HSI 基于 Hadamard 变换, 通过获得目标图像的 Hadamard 频谱并对其进行逆 Hadamard 变换重建目标图像。过程可以用公式表示为:

$$\hat{I} = H I H \quad (2)$$

$$I = \frac{1}{M^2} H \hat{I} H \quad (3)$$

式中: I 为行列数都是 M 的目标图像矩阵; \hat{I} 为行列数都是 M 的目标图像频谱矩阵; H 为 M 阶的 Hadamard 矩阵。进一步展开公式 (2) 得到:

$$\hat{I}(u, v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{M-1} H(u, x) I(x, y) H(y, v) \quad (4)$$

式中: $u, v = 0, 1, \dots, M-1$, $I(u, v)$ 为目标图像矩阵元; $\hat{I}(u, v)$ 为目标图像频谱矩阵元; $H(u, x)$ 和 $H(y, v)$ 都是 Hadamard 矩阵的矩阵元。为简化公式, 引入 Hadamard 基底矩阵的矩阵元:

$$Y_{uv} = H(u, x) H(y, v) \quad (5)$$

同时, 由于 Hadamard 矩阵的完备正交性, 公式 (4) 可以转化成:

$$\hat{I}(u, v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{M-1} I(x, y) Y_{uv}(x, y) = \langle I, Y_{uv} \rangle_F \quad (6)$$

式中: $\langle \cdot, \cdot \rangle_F$ 表示 Frobenius 内积。因此只需要计算目标物体矩阵的矩阵元和 Hadamard 基底矩阵的矩阵元的内积, 就能得到目标图像的 Hadamard 频谱, 最后只需要对得到的频谱矩阵进行逆变换就可以重建出目标图像。

HSI 成像流程图如图 1 所示。首先把生成好的 Hadamard 矩阵掩膜预加载到 DMD 板载内存里, 设置 DMD 参数并控制 DMD 和单像素探测器同步, 利用 N 个 Hadamard 矩阵掩膜和探测到对应的 N 个光强数值进行计算, 重建出目标场景图像。

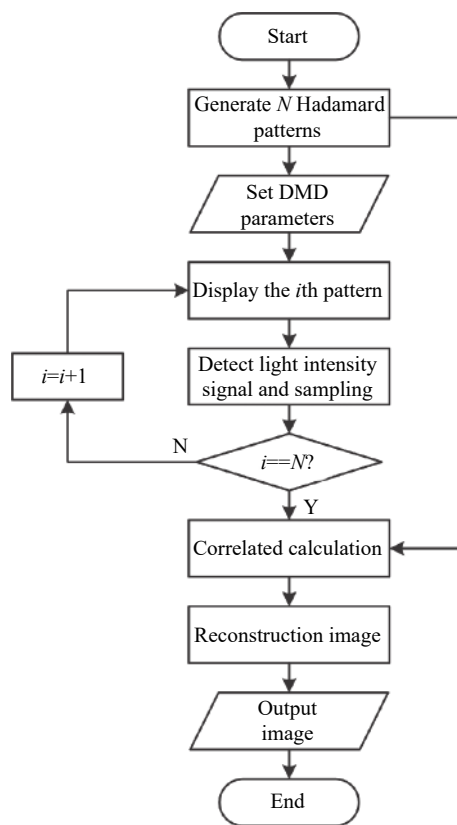


图 1 Hadamard 单像素成像流程图

Fig.1 Flow chart of Hadamard single-pixel imaging

1.2 图像评价指标

文中使用峰值信噪比 (PSNR) 和结构相似度 (SSIM) 作为评价图像重建质量的指标。峰值信噪比的定义为:

$$PSNR = 10 \lg \left(\frac{(2^n - 1)^2}{MSE} \right) \quad (7)$$

式中: n 为图像灰度级; MSE 表示两幅图像之间的均方误差, 公式表达为:

$$MSE = \frac{1}{lw} \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^w [S_1(i, j) - S_2(i, j)]^2 \quad (8)$$

式中: l 和 w 表示输入图像 S_1 和 S_2 的长度和宽度。

结构相似度^[19]的定义为:

$$SSIM(p, q) = \frac{(2\mu_p\mu_q + c_1)(2\sigma_{pq} + c_2)}{(\mu_p^2 + \mu_q^2 + c_1)(\sigma_p^2 + \sigma_q^2 + c_2)} \quad (9)$$

式中: μ_p 和 μ_q 、 σ_p^2 和 σ_q^2 、 σ_{pq} 分别表示输入图像 p 和 q 的均值、方差和协方差; c_1 和 c_2 是用来维持稳定的常数。

1.3 全彩单像素内窥成像系统设计

采用 RGB 三色光源方案 (SPI-RGB) 的腹腔镜全彩单像素内窥成像系统, 使用 RGB 三波段 LED 依次照明, 将图像的 RGB 颜色信息分配给照明端, 并利用 DMD 调制图像空间信息。图 2(a) 给出了该方案腹腔镜全彩单像素内窥成像系统原理图, 该方案成像系统包含自研 LED 光源箱、腹腔镜、单像素相机、计算机和目标物体。自研 LED 光源箱可以可控发射蓝光、

绿光、红光、白光 4 个波段的光, 其归一化光谱图如图 3(b) 所示。利用光纤将红绿蓝三种不同波段的光耦合到腹腔镜 (Omec, 690-331030H) 照明端, 对目标物体进行均匀光照射。目标物体经过内窥镜和中继光学系统成像到 DMD 中心微镜区域。DMD 系统包含一个 0.95 in (1 in=2.54 cm) DLP 芯片 (Texas Instruments, DLP9500), 芯片由 1 920×1080 个微镜组成, 微镜对角线尺寸为 10.8 μm , 微镜旋转倾斜角为 $\pm 12^\circ$, DMD 工作波段为 400~700 nm, 二进制图像的最大帧速率为 23148 Hz, 需要注意的是必须通过预加载调制图案到板载内存里才能达到 DMD 最大调制速率。实验过程中, 选择 DMD 中心 1 024×1 024 微镜区域用于显示 Hadamard 掩膜。在数据采集方面, 使用一个单像素探测器 (Thorlabs, PDA100A2) 来测量光强信息, 数据采集卡 (坤驰, QT1140VG-2CH) 对单像素探测器的模拟信号进行采集, 并将其转换为数字信号。由计算机接收数字信号, 获得目标物体 RGB 三通道图像, 最终利用目标物体 RGB 图像重建融合形成物体全彩图像。为了实现系统模块化设计, 将 DMD 芯片、光学系统、探测器进行了模块化设计, 整体尺寸约为: 210 mm×130 mm×100 mm, 通过 F 卡口采用尼康定焦镜头 (AF-S

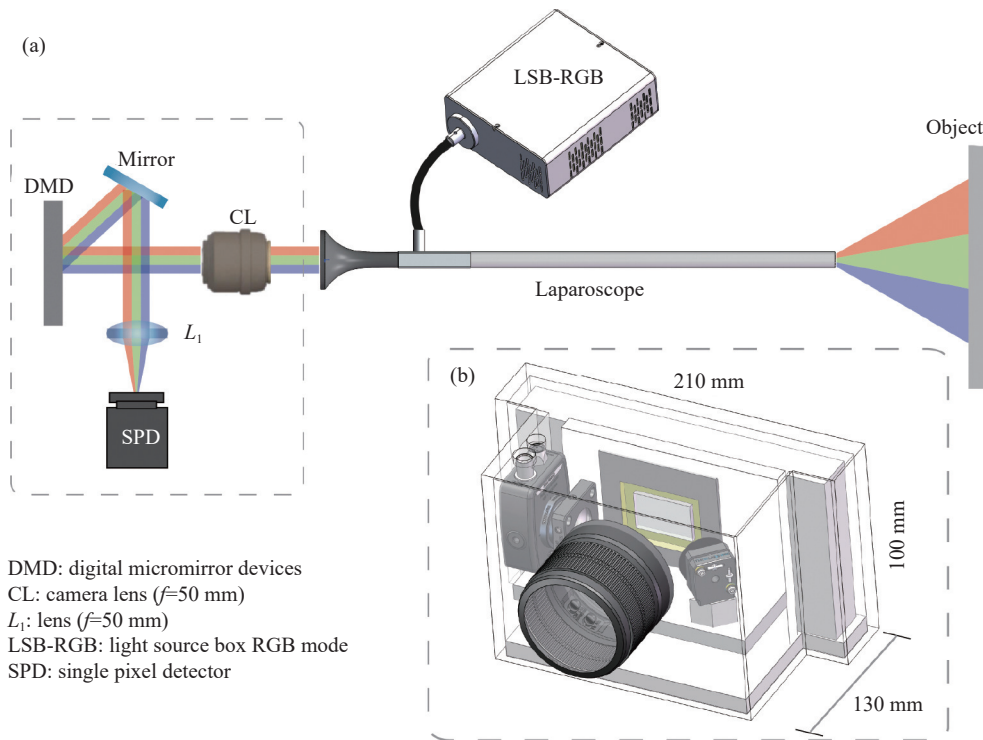


图 2 (a) RGB 三色光源方案的腹腔镜全彩单像素内窥成像系统示意图; (b) 虚线框中模块化单像素相机示意图

Fig.2 (a) Schematic diagram of the laparoscopic full-color single-pixel endoscopic imaging system with RGB trichromatic light source scheme; (b) Schematic diagram of the modularized single-pixel camera in dashed box

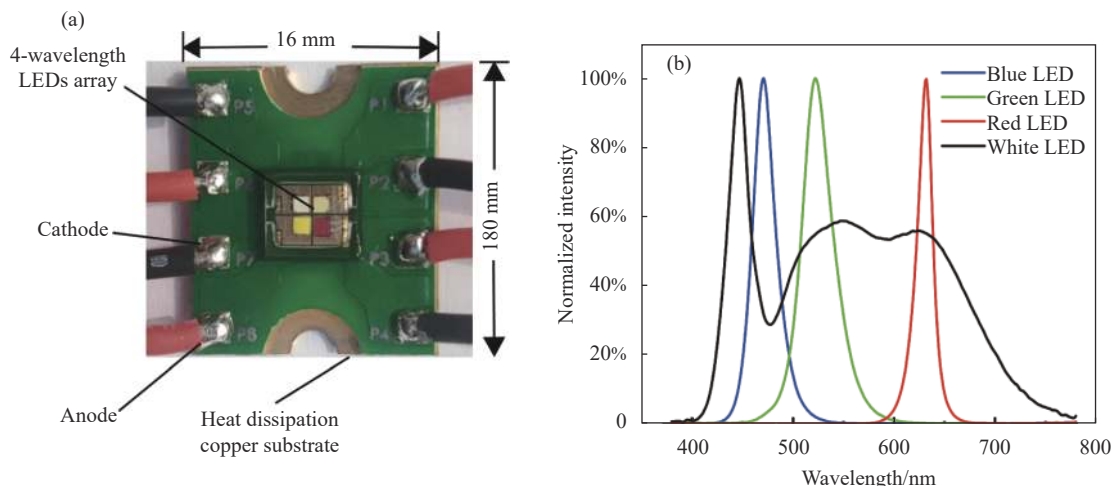


图 3 紧凑型 4 波段 LED 光源。(a) 4 波段 LED 阵列模块; (b) LED 光源箱的归一化 4 波段光谱图

Fig.3 Compact 4-wavelength LEDs light source. (a) The 4-wavelength LEDs array module; (b) Normalized 4-wavelength spectrum of the LED light box

50 mm $f/1.4$ G) 作为聚焦透镜, 图 2(b) 为模块化的单像素相机, 可以适配各种腹腔镜。

自研的紧凑型多波段 LED 光源如图 3(a) 所示, 4 个不同波长的垂直结构 LED 芯片 (中心波长: 470、520、630 nm 及高显白光) 封装在散热铜基板上, 每个芯片的上表面是阴极, 并用金线连接到电源的阴极, 芯片的背面是阳极封装在铜基板上。每个芯片的尺寸是 1 mm \times 1 mm, 每个 LED 芯片都有自己独立的电源驱动, 4 个波长可以独立单波段输出或可控多波段

复合光输出。从不同芯片发出的光通过光学耦合系统耦合进 1 m 长的光纤内, 通过光纤将光能量耦合进入腹腔镜中, 从而实现腹腔镜下的光激发。

白光光源方案 (SPI-W) 实现腹腔镜全彩单像素内窥成像与 RGB 三色光源方案不同之处在于, 目标图像的颜色信息和空间信息全都由单像素检测端采集。如图 4(a) 所示, 在单像素成像系统检测端增加 1 个三色分光棱镜 (X-cube), 分光棱镜各个面的透过率光谱如图 5 所示, 将白光分成 RGB 三束光, 并使用

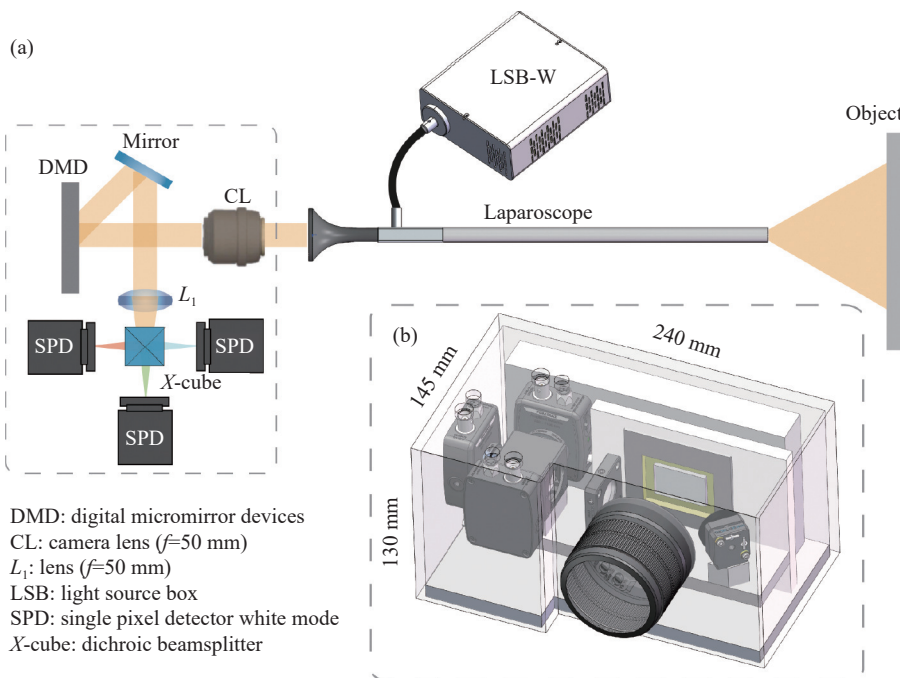


图 4 (a) 白光方案的腹腔镜全彩单像素内窥成像系统示意图; (b) 虚线框中模块化单像素相机示意图

Fig.4 (a) Schematic diagram of laparoscopic full-color single-pixel endoscopic imaging system with white light solution; (b) Schematic diagram of the modularized single-pixel camera in dashed box

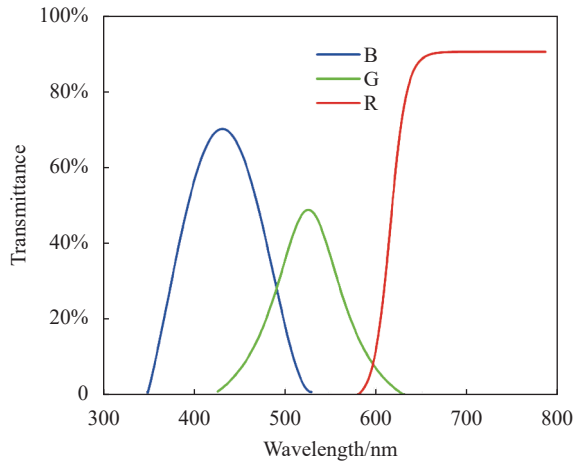


图 5 分光棱镜的透过率光谱

Fig.5 Transmittance spectra of spectroscopic prisms

3 个单像素探测器 (Thorlabs, PDA100A2) 分别对 RGB 三色光光强进行同时检测, 通过单像素探测器测得的 RGB 三色光强和对应的掩膜图像重建出目标图像 RGB 三通道的图像, 利用目标物体 RGB 三通道的图像重建合成出目标场景全彩图像。和 RGB 三光源方案一样, 为了使整套成像系统更加紧凑, 笔者将探测部分进行模块化设计, 图 4(b) 所示为模块化的全彩单像素相机, 整体尺寸约为: 240 mm×145 mm×130 mm, 保留 F 卡口作为相机接口, 也可以适配各种腹腔镜。

2 实验结果与分析

2.1 成像验证实验结果与分析

为了验证所搭建两套腹腔镜全彩单像素内窥成像系统的性能, 以多色彩条作为待测目标物, 以 CMOS 相机 (Mshot, MS23) 作为探测器的宽场腹腔镜拍摄图像作为目标物体参考图像, 如图 6(a) 所示。所使用 CMOS 相机图像传感器尺寸为 1/1.2 in, 像元尺寸为 $5.86\ \mu\text{m}\times 5.86\ \mu\text{m}$ 分辨率为 1920×1200 , 帧率为 40 帧/s。由于单像素成像技术重建图像的分辨率与所使用调制掩膜大小和数量有关, 考虑到该实验所使用 DMD 板载内存为 8 GB, 所以实验重建图像分辨率为 $64\ \text{pixel}\times 64\ \text{pixel}$ 。实验采用差分测量方案, 全采样所需掩膜为: $64\times 64\times 2=8192$ 张。图 6(b) 和 (c) 分别为白光方案和 RGB 三色光源方案的腹腔镜全彩单像素内窥成像系统所拍摄重建的全彩图像。图 6(d)~(f) 分别为白光方案的腹腔镜全彩单像素内窥成像系统所拍摄全彩

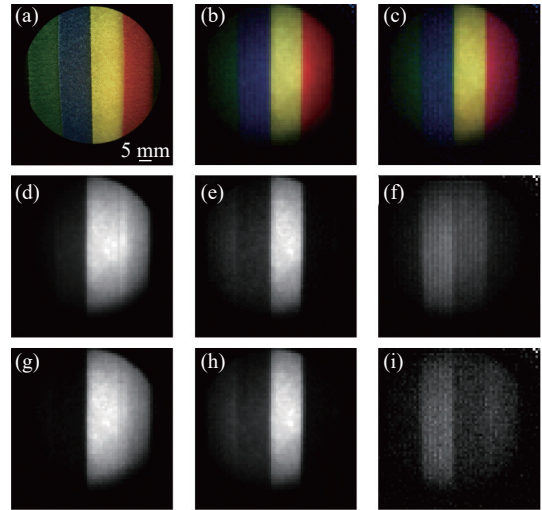


图 6 彩条的腹腔镜全彩单像素内窥成像系统成像结果。(a) CMOS 相机拍摄的原图; (b) 白光方案全彩图像重建结果; (c) RGB 三色光方案全彩图像重建结果; (d) 白光方案全彩图像的 R 通道图像; (e) 白光方案全彩图像的 G 通道图像; (f) 白光方案全彩图像的 B 通道图像; (g) RGB 三色光方案全彩图像的 R 通道图像; (h) RGB 三色光方案全彩图像的 G 通道图像; (i) RGB 三色光方案全彩图像的 B 通道图像

Fig.6 Imaging results of laparoscopic full-color single-pixel endoscopic imaging system with color bar. (a) Original image captured by CMOS; (b) Reconstruction result of full-color image of the white light scheme; (c) Reconstruction result of full-color image of the RGB trichromatic scheme; (d) Reconstruction result of the R channel of full-color image of the white light scheme; (e) Reconstruction result of the G channel of full-color image of the white light scheme; (f) Reconstruction result of the B channel of full-color image of the white light scheme; (g) Reconstruction result of the R channel of full-color image of the RGB trichromatic scheme; (h) Reconstruction result of the G channel of full-color image of the RGB trichromatic scheme; (i) Reconstruction result of the B channel of full-color image of the RGB trichromatic scheme

彩条图像 RGB 的 3 个通道的单色图像, 重建融合形成图 6(b) 彩色图像; 图 6(g)~(i) 分别为 RGB 三色光源方案所拍摄全彩彩条图像 RGB 的 3 个通道的单色图像, 重建融合形成图 6(c)。由结果可见, 两种腹腔镜全彩单像素内窥成像方案均能对待测目标物体进行成像并获取全彩图像。为了对两种方案进行定量比较, 引入峰值信噪比 (PSNR) 和结构相似度 (SSIM) 作为图像定量评价指标。PSNR 和 SSIM 计算方法如

2.2 节所述, 计算结果如表 1 所示。由此可以看出, 白光方案和 RGB 三色光方案的图像 PSNR 均在 18.5 dB 左右, 仅相差 0.0729 dB, 白光方案的结构相似度要比 RGB 三色光方案高 0.0429, 推测为每个成像通道更宽的波段带来的颜色还原性更好。

表 1 两种方案成像结果的 PSNR 和 SSIM

Tab.1 PSNR and SSIM of two imaging schemes

Fig.6	SPI-W	SPI-RGB
PSNR/dB	18.498 8	18.571 7
SSIM	0.686 0	0.643 1

为了进一步量化对比两套系统的优缺点, 将 DMD 的调制速率设置为 10 kHz, 实验验证两种方案的成像速度, 其中每帧图像成像时间包含采集时间和重建时间两个部分, 结果如表 2 所示。由此可以看出, 白光方案的采集时间比较短, 是 RGB 三色光源方案采集时间的 1/3, 重建算法相同两种方案耗时相当, 总体来说, 白光光源方案由于采用 3 个探测器同时采集 RGB 三色信息, 成像速度比 RGB 三色光源方案快 2.678 s, 在成像速度方面更有优势。

表 2 两种方案成像速度

Tab.2 Imaging speed of two imaging schemes

Fig.6	SPI-W	SPI-RGB
Measurement time/s	1.334	4
Reconstruction time/s	2.538 6	2.550 6
Total/s	3.872 6	6.550 6

2.2 肠道模型成像结果与分析

经过上述验证实验结果分析, 白光光源方案成像速度快, 图像质量好, 更适合腹腔镜内窥领域。为了进一步探索所搭建的白光光源方案腹腔镜全彩单像素内窥成像系统的实用性, 选择将人体肠道模型作为成像目标, 成像结果如图 7 所示。图 7(a) 为宽场腹腔镜拍摄的目标物体参考图像。图 7(b) 为白光方案的腹腔镜全彩单像素成像系统所拍摄重建的全彩图像。图 7(c)~(e) 分别为白光方案的腹腔镜全彩单像素成像系统所拍摄图像 RGB 的 3 个通道的重建图像。图 7 采用模块化的单像素相机, 验证了白光光源方案的腹腔镜全彩单像素成像系统对复杂目标物体准确重建全彩图像的能力。

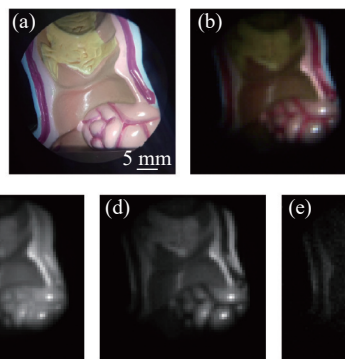


图 7 肠道模型的腹腔镜全彩单像素内窥成像系统成像结果。(a) 原图; (b) 白光方案全彩图像重建结果; (c) 白光方案全彩图像的 R 通道重建结果; (d) 白光方案全彩图像的 G 通道重建结果; (e) 白光方案全彩图像的 B 通道重建结果

Fig.7 Imaging results of a laparoscopic full-color single-pixel endoscopic imaging system for intestinal models. (a) Original image; (b) Reconstruction result of the full-color image of the white light scheme; (c) Reconstruction result of the R channel of the full-color image of the white light scheme; (d) Reconstruction result of the G channel of the full-color image of the white light scheme; (e) Reconstruction result of the B channel of the full-color image of the white light scheme

3 结 论

文中针对单像素成像技术在腹腔镜内窥成像方面的应用前景, 首次将单像素成像技术和医用腹腔镜相结合, 提出并设计了一种全彩单像素内窥成像系统, 通过彩条成像及肠道模型成像实验对两种方案进行了量化对比, 初步形成可行的全彩单像素内窥成像系统技术方案。对所搭建的全彩单像素内窥成像系统进行模块化和小型化设计, 形成单像素相机, 使其可以适配各种类型医用腹腔镜进行内窥成像, 为推动单像素成像在内窥成像领域的应用提供了理论指导。下一步将对覆盖可见与红外整个波段的全波段单像素内窥成像技术进行深入研究, 设计全波段单像素相机, 拓展单像素成像技术在腹腔镜内窥领域的应用范围。

参考文献:

[1] Zhai Xinliang, Wu Xiaoyan, Sun Yiwei, et al. Theory and approach of single-pixel imaging (Invited) [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2021, 50(12): 20211061. (in Chinese)

[2] Stantchev R I, Sun B, Hornett S M, et al. Noninvasive, near-field

- terahertz imaging of hidden objects using a single-pixel detector [J]. *Science Advances*, 2016, 2(6): e1600190.
- [3] Radwell N, Mitchell K J, Gibson G M, et al. Single-pixel infrared and visible microscope [J]. *Optica*, 2014, 1(5): 285-289.
- [4] Pelliccia D, Rack A, Scheel M, et al. Experimental x-ray ghost imaging [J]. *Physical Review Letters*, 2016, 117(11): 113902.
- [5] Khakimov R I, Henson B M, Shin D K, et al. Ghost imaging with atoms [J]. *Nature*, 2016, 540(7631): 100-103.
- [6] He Y H, Huang Y Y, Zeng Z R, et al. Single-pixel imaging with neutrons [J]. *Science Bulletin*, 2021, 66(2): 133-138.
- [7] Trimeche A, Lopez C, Comparat D, et al. Ion and electron ghost imaging [J]. *Physical Review Research*, 2020, 2(4): 043295.
- [8] Sun B, Edgar M P, Bowman R, et al. 3D computational imaging with single-pixel detectors [J]. *Science*, 2013, 340(6134): 844-847.
- [9] Xu S, Zhang J, Wang G, et al. Single-pixel imaging of high-temperature objects [J]. *Applied Optics*, 2021, 60(14): 4095-4100.
- [10] Jiao S, Feng J, Gao Y, et al. Visual cryptography in single-pixel imaging [J]. *Optics Express*, 2020, 28(5): 7301-7313.
- [11] Yang X, Liu Y, Mou X, et al. Imaging in turbid water based on a Hadamard single-pixel imaging system [J]. *Optics Express*, 2021, 29(8): 12010-12023.
- [12] Xu Z H, Chen W, Penuelas J, et al. 1000 fps computational ghost imaging using LED-based structured illumination [J]. *Optics Express*, 2018, 26(3): 2427-2434.
- [13] Liu Ruifeng, Zhao Shupeng, Li Fuli. Single-pixel complex amplitude imaging (Invited) [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2021, 50(12): 20210735. (in Chinese)
- [14] Liu Y, Suo J, Zhang Y, et al. Single-pixel phase and fluorescence microscope [J]. *Optics Express*, 2018, 26(25): 32451-32462.
- [15] Wang L, Zhao S. Full color single pixel imaging by using multiple input single output technology [J]. *Optics Express*, 2021, 29(15): 24486-24499.
- [16] Salvador-balaguer E, Clemente P, Tajahuerce E, et al. Full-color stereoscopic imaging with a single-pixel photodetector [J]. *Journal of Display Technology*, 2015, 12(4): 417-422.
- [17] Ye Z, Wang H, Xiong J, et al. Simultaneous full-color single-pixel imaging and visible watermarking using Hadamard-Bayer illumination patterns [J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2020, 127: 105955.
- [18] Welsh S S, Edgar M P, Bowman R, et al. Fast full-color computational imaging with single-pixel detectors [J]. *Optics Express*, 2013, 21(20): 23068-23074.
- [19] Wang Z, Bovik A C, Sheikh H R, et al. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity [J]. *IEEE Trans on Image Processing*, 2004, 13(4): 600-612.

Full-color single-pixel endoscopic imaging system

Yang Xu^{1,2}, Ran Yue^{1,2}, Zhou Wei², Xu Baoteng², Liu Jialin², Yang Xibin^{1,2*}

(1. School of Biomedical Engineering (Suzhou), University of Science and Technology of China, Suzhou 215163, China;

2. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China)

Abstract:

Objective Single-pixel imaging (SPI) technology has excellent application prospects in biomedical imaging because of its weak light detection ability and wide working band. In recent years, some research works on full-color SPI imaging methods have been reported one after another. The current technical route of full-color SPI is roughly divided into two directions: one is to use RGB trichromatic light sources for illumination, to capture the light intensity after modulation of different color light through a single-pixel detector respectively, and finally to synthesize full-color images through reconstructed RGB three-channel images. The other is to use a white light source for illumination and capture the color and spatial information of the target scene through a beam-splitting prism and multiple single-pixel detectors. With the rapid development of single-pixel imaging technology, some researchers have applied full-color single-pixel imaging technology to biomedical imaging systems. However, most of them only apply full-color single-pixel imaging to wide-field imaging systems without taking full advantage of the low light detection ability and a broad spectrum of single-pixel imaging technology. Moreover,

most of the optical imaging systems built in the laboratory are only validation prototypes, and further modularization and miniaturization of them have yet to be developed. Therefore, it is necessary to combine full-color single-pixel imaging technology and endoscopic imaging technology to design and build a modular and miniaturized full-color single-pixel endoscopic imaging system. To this end, two full-color SPI endoscopic imaging systems were designed and built by combining the two main technical routes of full-color SPI with endoscopic imaging technology. The advantages and disadvantages of the two full-color SPI endoscopic imaging schemes were systematically analyzed. Moreover, the modular and miniaturized design and modification according to the proposed imaging scheme make it possible to match various laparoscopes for endoscopic imaging.

Methods Two modular full-color single-pixel imaging systems were designed and built based on Hadamard single-pixel imaging technology. The system's optical paths and modular schematics are shown in Fig.2 and Fig.4. The experimental setup used the group's self-developed four-band LED light source box as the light source, a digital micromirror device (DMD) as the spatial light modulator, and silicon-based photodetectors as the single-pixel detectors. The two full-color single-pixel imaging systems were used to perform endoscopic imaging experiments on the color bars. The reconstructed images of the color bars of the two imaging schemes were compared and analyzed using PSNR and SSIM as evaluation criteria (Tab.1). The imaging times of the color bar endoscopic imaging experiments of the two imaging schemes were also analyzed for comparison (Tab.2). Further endoscopic imaging experiments were performed on human intestinal models using a modular full-color single-pixel system.

Results and Discussions The PSNR of the RGB trichromatic light scheme was 18.5717 dB, SSIM was 0.6431, and total imaging time was 6.5506 s. The PSNR of the white light scheme was 18.4988 dB, SSIM was 0.6860, and total imaging time was 3.8726 s. The difference between the PSNR of the white light scheme and the RGB trichromatic scheme is only 0.0729 dB. However, the SSIM of the white light scheme is 0.0429 higher than that of the RGB trichromatic scheme. The measurement time of the white light scheme is shorter than that of the RGB trichromatic scheme by one-third, and the reconstruction time is shorter by 0.012 s. Therefore, the total imaging time of the white light scheme is 2.678 s faster than that of the RGB trichromatic scheme. From the experimental results, the white light scheme is more suitable for the endoscopic imaging system. The human intestinal model was imaged using the white light scheme, and the results are shown in Fig.7. Complex targets can also be imaged, which can meet the needs of endoscopic imaging.

Conclusions Two full-color single-pixel endoscopic imaging systems were designed and built. A quantitative comparison of the two proposed imaging schemes was made to analyze their advantages and disadvantages. By calculating the imaging quality and time, the white imaging scheme is more suitable for the full-color endoscopic imaging system than the RGB tri-color scheme. Meanwhile, the two imaging systems are miniaturized and modularized to be adapted to various types of laparoscopes for endoscopic imaging.

Key words: single-pixel imaging; endoscopic imaging; single-pixel camera; full-color imaging

Funding projects: National Key Research and Development Program of China (2021YFC2400100); Basic Research Program of Suzhou (szs2020308, SJC2022009)