

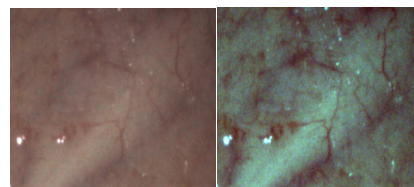


DOI: 10.12086/oe.2019.180167

一种血管内窥镜图像增强算法

姜鸿鹏, 章科建, 袁波, 王立强*

浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027



摘要: 内窥镜图像质量在医生对早期病灶、异型增生复发的诊断中至关重要。因此本文根据血管对光谱的吸收特性,提出了一种基于光谱变换的血管增强算法。首先,该算法对图像 RGB 通道进行导向滤波,将各通道分为亮度层和细节层;接着,将各通道的细节层进行基于信噪比的自适应增强,并将亮度层进行拉伸,使得 GB 通道的信息增强, R 通道信息降低;最后,将各通道合并生成增强图像。本文应用该算法对大量内窥镜图像进行增强,并且与 Spectra B 增强技术相比较。本文方法在 DV-BV 指标和韦伯对比度指标均优于 Spectra B。

关键词: 内窥镜; 导向滤波; 血管增强; 光谱变换

中图分类号: TN29; TP391.41

文献标志码: A

引用格式: 姜鸿鹏, 章科建, 袁波, 等. 一种血管内窥镜图像增强算法[J]. 光电工程, 2019, 46(1): 180167

A vascular enhancement algorithm for endoscope image

Jiang Hongpeng, Zhang Kejian, Yuan Bo, Wang Liqiang*

State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China

Abstract: Endoscopic image quality plays an important role in the diagnosis of early lesions and dysplasia. Therefore, a blood vessel enhancement algorithm based on spectral absorption characteristics of blood vessels is proposed in this paper. First of all, RGB channels are obtained from the color image and divided into the brightness layer with the high dynamic range and the detail layer with the detail image information through the guided filter. Then, the detail layer of each channel is adaptively enhanced based on SNR (signal noise ratio), and the brightness layer is stretched to improve the GB channel information and to reduce R channel information. Finally each channel is merged to generate an enhanced image. In this article, a large number of endoscopic images is applied to this algorithm and compared with Karl Stroz's Spectra B enhancement technology. This method performs better in image enhancements while using the Detail Variance-Background Variance index and the Weber contrast index to evaluate.

Keywords: endoscope; guided filter; vessel enhancement; spectral enhancement

Citation: Jiang H P, Zhang K J, Yuan B, *et al.* A vascular enhancement algorithm for endoscope image[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, 46(1): 180167

收稿日期: 2018-04-02; 收到修改稿日期: 2018-04-28

基金项目: 国家重点研发计划(2017YFC0109603); 浙江省重点研发计划(2018C03064); 中央高校基本科研业务费专项(2017QNA5003)

作者简介: 姜鸿鹏(1994-), 男, 硕士研究生, 主要从事图像处理方面的研究。E-mail: jhp_bird@zju.edu.cn

通信作者: 王立强(1977-), 男, 博士, 副教授, 主要从事光机电一体化仪器、医用光学仪器的研究。E-mail: wangliqiang@zju.edu.cn

1 引言

在微创手术中，医生根据内窥镜图像进行诊断，因此图像的质量在诊断中的作用至关重要。肠胃中常见的疾病如胃癌和直肠癌对人类的健康产生了重大的威胁。一些研究表明，大肠直肠癌在癌症排行榜上位居第二，患者人数居高不下^[1]。对于肠胃癌的诊断主要使用常规白光内窥镜，但是传统内窥镜不能清晰展现重要的组织和血管特征从而导致误诊和漏诊。而且胃部器官有着复杂的褶皱和凹凸结构使得图像的亮度和对比度变得更差。因此，各种新型图像技术陆续引入内窥镜的图像处理中，例如奥林巴斯公司研发的窄带成像(narrow band imaging, NBI)内镜系统就是通过特定波长的光学滤镜，将蓝、绿、红三个波段范围变窄，其中蓝为(415±15) nm，绿为(540±10) nm，红为(600±10) nm^[2]。三种波段穿透黏膜的深度各不相同，因此 NBI 技术使得血管得到清晰的显示。但是其波段较为单一，而且硬件复杂。富士能的 Fuji Intelligent Color Enhancement (FICE)通过光谱估计算法产生特定波长(红，绿，蓝)的三幅图像，然后将图像合成产生增强图像^[3]。FICE 技术可以选择利于观察血管的波长组合，增强黏膜表层的微细血管与组织间的对比度。卡尔史托斯的 Storz Professional Image Enhancement System (SPIES)提供了四种图像增强技术：Clara，Chroma，Spectra A，Spectra B。该系统可以增强图像暗区域亮度，锐化图像和增强图像对比度^[4]。

除了上述公司的图像增强技术，研究者也提出一系列用于改善内窥镜图像质量的增强算法。Okuhata 等人展示了一种基于同态滤波的算法，该算法从原图像中提取包含亮度层信息的图像，然后通过 Gamma 校正实现更高的对比度^[5]。在降噪方面，Gopi 等人提出一种基于双密度双树复数小波变换的彩色图像降噪方法^[6]。Mohanmmad 等人提出“Tri-scan”图像增强算法。该算法对组织表层和血管特性进行锐化处理，针对黏膜层，对图像 R 通道进行自适应 Sigmoid 函数处理增强血管对比度，最后通过色调变换增强微血管和组织的结构特点^[7]。

本文根据血管对光谱的吸收特性提出了一种基于光谱变换的血管增强算法。该算法通过增强图像的 G、B 分量和降低 R 分量，使得组织背景和血管的色调产生明显的对比效果，而且通过导向滤波使得各个通道的亮度层和细节层分离，并对包含血管特征的细节层进行增强，进一步加大了图像对比度。本文的算法能清晰展现黏膜结构，组织特性和黏膜层中的微细血管。

2 血管对光谱的吸收特性

人体的口腔、食管、胃、肠、尿道等器官表面由黏膜组织构成，黏膜组织主要由 100 μm~500 μm 的上皮层和大约 1.5 mm 黏膜层构成^[8]。血管主要分布在黏膜层和黏膜下层。众所周知，白光的各个波长穿透能力随着波长的增加而增加，而上皮层、黏膜和血红蛋白对光谱的吸收特性^[8]如图 1 所示。

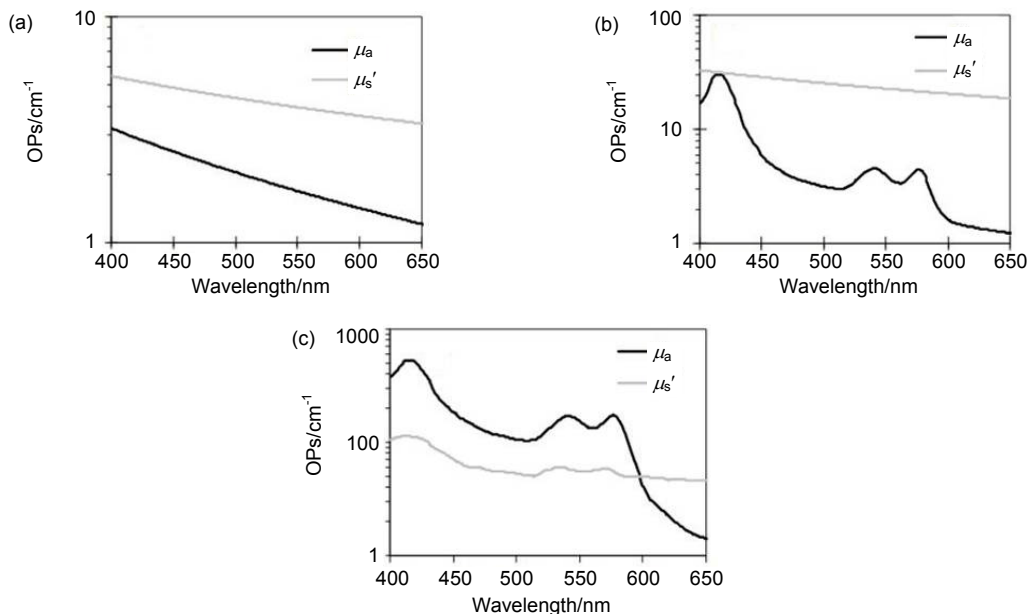


图 1 吸收系数(μ_a)和散射系数(μ_s')。(a) 上皮层; (b) 黏膜层; (c) 血红蛋白

Fig. 1 Absorption coefficient (μ_a) and scattering coefficient (μ_s'). (a) Epithelial layer; (b) Mucosa layer; (c) Oxyphrase

图 1 的三幅图中,红光波段(600 nm~650 nm)的吸收系数相对于蓝、绿波段非常小,红光波段的穿透能力最强,可以深达黏膜下层,蓝光和绿光会被粘膜和血管吸收,穿透深度只能达到粘膜层。图 1(c)中的纵坐标的量级分别为图 1(a)和图 1(b)的千倍和百倍,血红蛋白对蓝光和绿光的吸收能力远强于粘膜层和上皮层。而且血红蛋白在蓝(415 nm)和绿(540 nm)波段的吸收达到顶峰。

当光照射各种器官时,蓝光波段穿透上皮层,达到黏膜浅层即被反射,浅层中的血管吸收蓝色波段,因此内窥镜图像中的 B 分量包含了黏膜浅层中血管的丰富信息,而绿光能够达到黏膜的中层,被中层的微细血管全部吸收,可知图像中的 G 分量包含了黏膜深层中的血管信息,而红光波段穿透上皮层和黏膜层,被黏膜下层中的血管吸收,从而得到图像的 R 分量不包含黏膜层的血管信息。内窥镜图像中分量图如图 2 所示。

图 2(b)中箭头表示在 R 通道更清晰可见的血管,从图 2 可以看出 G 和 B 通道包含了黏膜层的微细血管。相比于 G、B 通道,R 通道包含浅层的信息较少,噪声信息较多。因此本文通过提升蓝、绿分量,降低红

分量来改变组织背景和血管的色调,使得血管和背景从视觉上满足 Ewald Hering 的对比色^[9],从而增强血管对比度。

3 血管图像质量增强算法

3.1 血管增强算法流程

首先,本文将白光内窥镜图像分成 RGB 三通道图像。将每个通道图像视为一幅灰度图,然后根据式(1)对各个通道图像 $I_c(x, y)$ 进行以 $I_c(x, y)$ 为导向图的导向滤波,得到图像亮度层 $L_c(x, y)$ 。

$$L_c(x, y) = f_{\text{guidfilter}}(I_c(x, y)) \quad (1)$$

其中: c 代表 R, G, B 通道, $f_{\text{guidfilter}}$ 为导向滤波函数。将亮度层乘以拉伸系数 β 得到各通道亮度拉伸处理图像。然后将原图像 $I_c(x, y)$ 减去 $L_c(x, y)$ 得到细节层图像 $D_c(x, y)$:

$$D_c(x, y) = I_c(x, y) - L_c(x, y) \quad (2)$$

黏膜结构和血管特征都在该层,最后将细节层乘以增益系数 α 得到细节增强图像,将细节增强图像加上亮度拉伸处理图像,得到增强图像 $E_c(x, y)$:

$$E_c(x, y) = \beta_c \times L_c(x, y) + \alpha_c \times D_c(x, y) \quad (3)$$

其示例图如图 3 所示。

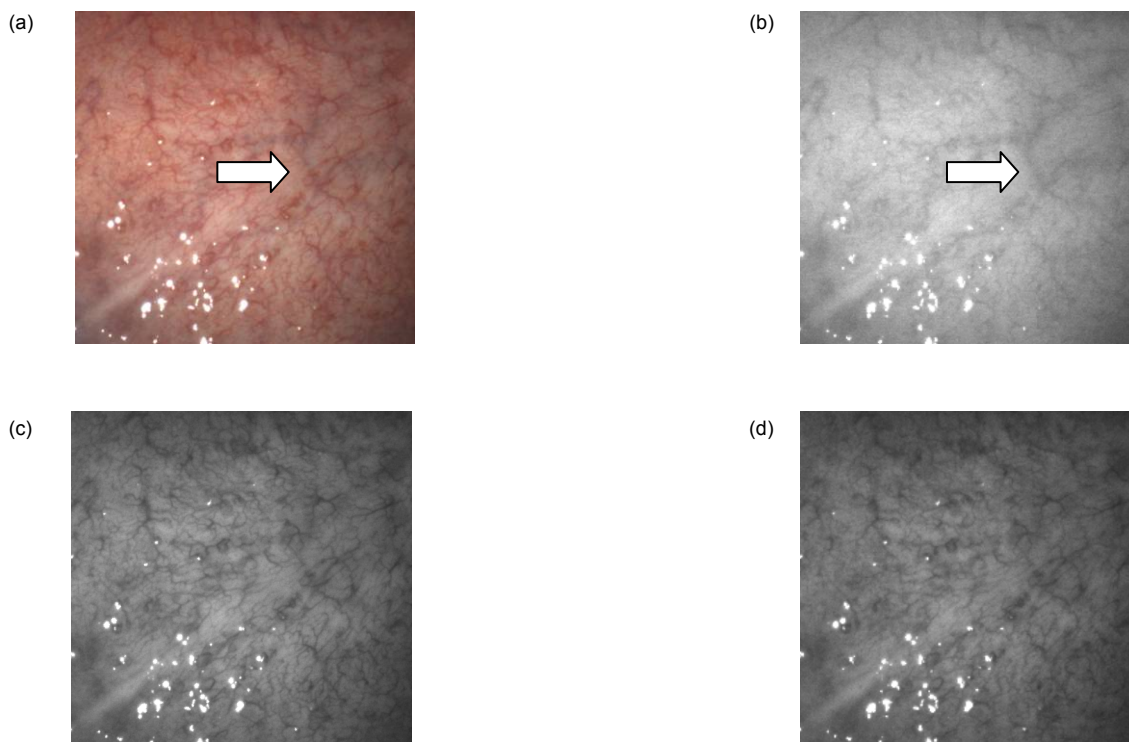


图 2 人体口腔内窥镜图像。(a) 原图; (b) R 通道; (c) G 通道; (d) B 通道

Fig. 2 Endoscopic images of the human mouth cavity. (a) Original image; (b) R channel; (c) G channel; (d) B channel

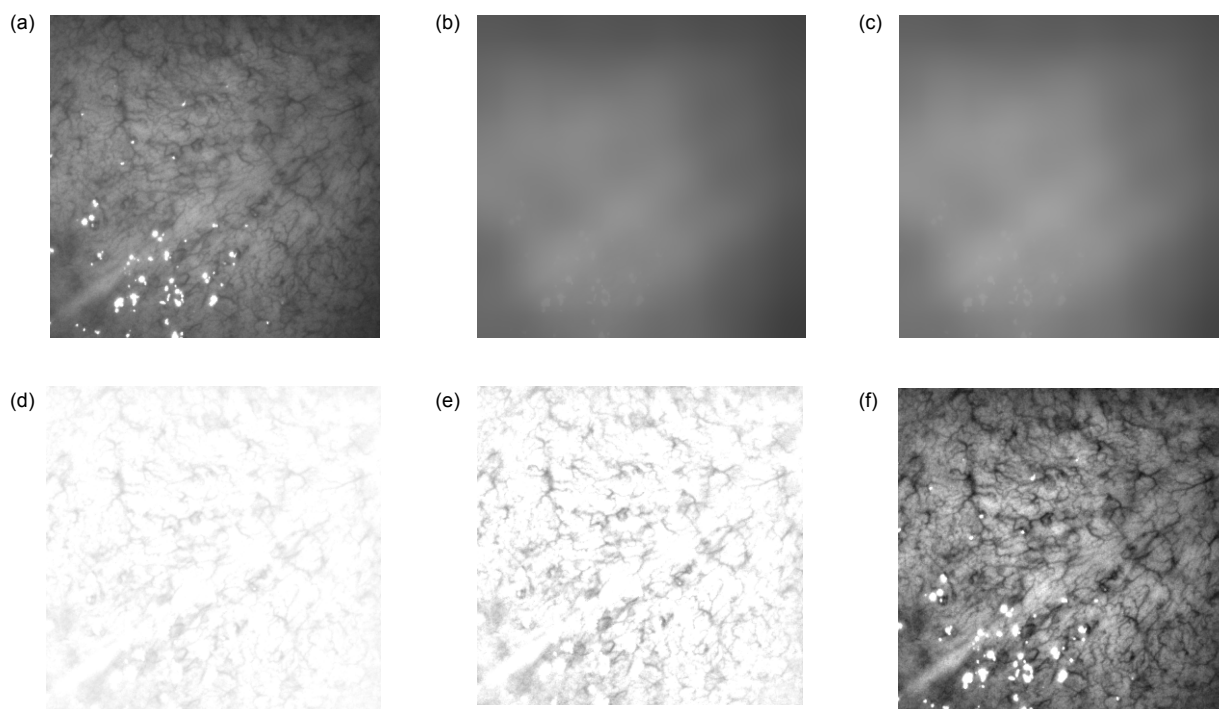


图 3 G 通道对比度增强算法效果图。(a) 原图 I_G ; (b) 亮度层图 L_G ; (c) 亮度拉伸处理图 $\beta_G \times L_G$; (d) 细节图 D_G ; (e) 细节增强处理图 $\alpha_G \times D_G$; (f) 对比度增强图 E_G

Fig. 3 Endoscopic images of G channel after contrast enhancement. (a) Original image I_G ; (b) Brightness layer L_G ; (c) Brightness stretching image $\beta_G \times L_G$; (d) Detail of the image D_G ; (e) Detail enhancement image $\alpha_G \times D_G$; (f) Contrast enhancement image E_G

3.2 确定参数 α

从式(3)中可以得出增益系数 α 越高, 图像增强的就越强。但是增强过高, 会导致增强图像出现伪影和大量噪声。本文根据内窥镜图像特性, 并结合文献[7]确定公式系数, 使之在增强细节的同时不显著放大噪声, 得到计算公式如下:

$$\alpha_c = 10 \times SNR(I_c(x, y)), \quad (4)$$

其中: SNR 表示图像的信噪比, 即表示图像的信噪比越高, 增强得越明显。

3.3 确定参数 β

对于每个通道的 $\beta_R, \beta_G, \beta_B$ 参数的确定, 定义如下色调距离最大目标:

$$\max(\|B_{en}, V_{en}\| / \|B_{ori}, V_{ori}\|),$$

其中: $\|B_{en}, V_{en}\|$ 与 $\|B_{ori}, V_{ori}\|$ 指的是两者之间的距离, B_{en}, V_{en} 分别是增强后图像 E_c 中的背景区域和血管区域, B_{ori}, V_{ori} 分别是原图像 I_c 中的背景区域和血管区域。

本文选取 $m=20$ 幅图像和 $n=218$ 组参数 ($\beta_R \in [0.6, 0.85]$, $\beta_G \in [1.05, 1.3]$, $\beta_B \in [1.05, 1.3]$, 步长

均取 0.05, β 的初始范围根据经验设置)进行确定, 计算方法具体步骤如下:

Step 1) 输入第 i 幅图像, 图像大小为 128×128 , 若 i 大于 m , 结束计算跳到 Step 8); 否则执行 Step 2)。

Step 2) 输入第 j 组参数, 若 j 大于 n 则跳到 Step 7); 否则执行 Step 3)。

Step 3) 对输入图像使用对比度增强算法进行处理。

Step 4) 选取原图像和增强后的图像的血管区域和背景区域。

Step 5) 将图像从 RGB 空间转换到 CIE 空间, 转换公式如下:

$$X = 2.7690R + 1.7518G + 1.1300B, \quad (5)$$

$$Y = 1.0000R + 4.5907G + 0.0601B, \quad (6)$$

$$Z = 0.0000R + 0.0565G + 5.5943B, \quad (7)$$

$$\begin{cases} x = \frac{X}{X+Y+Z} \\ y = \frac{Y}{X+Y+Z} \end{cases} \quad (8)$$

Step 6) 分别计算原始图像与处理图像背景与血

管区域之间的距离 $\|B_{ori}, V_{ori}\|$ 和 $\|B_{en}, V_{en}\|$ ，然后将值 $\|B_{en}, V_{en}\|/\|B_{ori}, V_{ori}\|$ 保存于数组 V_{dis} 中，并跳回 Step 2)。

$$\|B_{ori}, V_{ori}\| = \sqrt{(V_{ori}(x) - B_{ori}(x))^2 + (V_{ori}(y) - B_{ori}(y))^2}, \quad (9)$$

$$\|B_{en}, V_{en}\| = \sqrt{(V_{en}(x) - B_{en}(x))^2 + (V_{en}(y) - B_{en}(y))^2}, \quad (10)$$

式中： $(V_{ori}(x), V_{ori}(y))$ 和 $(V_{en}(x), V_{en}(y))$ 是图像血管区域的质心， $(B_{ori}(x), B_{ori}(y))$ 和 $(B_{en}(x), B_{en}(y))$ 是图像背景区域的质心。

Step 7) 根据色调距离最大化目标，可以得到第 i 幅图像的一组最优参数 $\beta_R, \beta_G, \beta_B$ 。分别将参数保存于 $V_{ecR}, V_{ecG}, V_{ecB}$ ，并跳回 Step 1)。

Step 8) 对 $V_{ecR}, V_{ecG}, V_{ecB}$ 分别进行均值，得到一组最优参数 $\beta_{Rbest}, \beta_{Gbest}, \beta_{Bbest}$ 并结束计算。

通过计算得到参数 $\beta_R=0.85, \beta_G=1.05, \beta_B=1.05$ 。

4 实验结果与分析

为了评价本文所提的血管增强算法，本文对多幅内窥镜图像进行增强，并使用 DV-BV^[11]来评价图像的锐化效果，使用韦伯对比度^[12]指标评价图像对比度增强效果。

4.1 细节增强评价指标

DV-BV 值的评价方法是把图像的像素分别分成背景像素和前景像素。背景像素的定义是：当该像素点的邻域灰度值的方差小于设定的阈值 T 时，认为它是背景像素；前景像素的定义与其相反，当该像素点的邻域灰度值大于阈值 T 则被称之为前景像素。BV 值就是所有背景像素邻域的方差求平均后获得的值，DV 值就是所有前景像素邻域求方差后的平均值。DV 和 BV 的计算方法如下：

1) 局部方差利用 5×5 的滑动窗口计算，然后根据

文献[11]设定阈值 $T=5$ 。细节区像素的局部方差均值就是原图的 DV 值，背景区像素的方差均值就获得原图的 BV 值。

2) 将细节区像素的局部方差求和并除以细节区像素数，便得到处理后图像的 DV 值。将背景区像素的局部方差累加并除以背景区像素数，便得到处理后图像的 BV 值。

4.2 韦伯对比度评价指标

韦伯对比度评价指标表达式为

$$C = \frac{I_b - I_f}{I_b}, \quad (11)$$

式中： I_b 是背景区域的灰度平均值， I_f 是血管区域的灰度平均值。

本文分别选取图像(如图 4(a))中的窗口边长为 20 pixels 大小的高、中、低对比度包含血管的区域，如图 4(b)所示。本文认为韦伯对比度大于 0.1 为高对比度区域，在 0.07 与 0.1 之间为中对比度区域，小于 0.07 为低对比度区域，然后使用 Ostu 方法^[13]进行血管识别，将得到的高、中、低对比度区域韦伯对比度平均，得到该图像的韦伯对比度值。

4.3 增强算法效果分析

本文使用内窥镜对不同人员的口腔进行拍摄，得到多幅内窥镜图像如图 5(a)，使用该算法得到其中三幅增强效果如图 5(b)所示。

图 5(b)的每幅图中组织背景从粉白色变成绿白色，图 5(a3)中原先鲜红色的血管在对比度增强后血管颜色更加鲜艳。图 5(a1)原图中不明显的血管在增强图中不仅颜色变得更加红，而且细节也得到增强。总体来看，原图中组织背景与血管的色调非常接近，而且



图 4 韦伯对比度选取区域。(a) 原图；(b) 选取的三个高中低对比度区域和识别后图像

Fig. 4 Selection area of Weber contrast model. (a) The original image; (b) The areas chosen by contrast and their images after identified

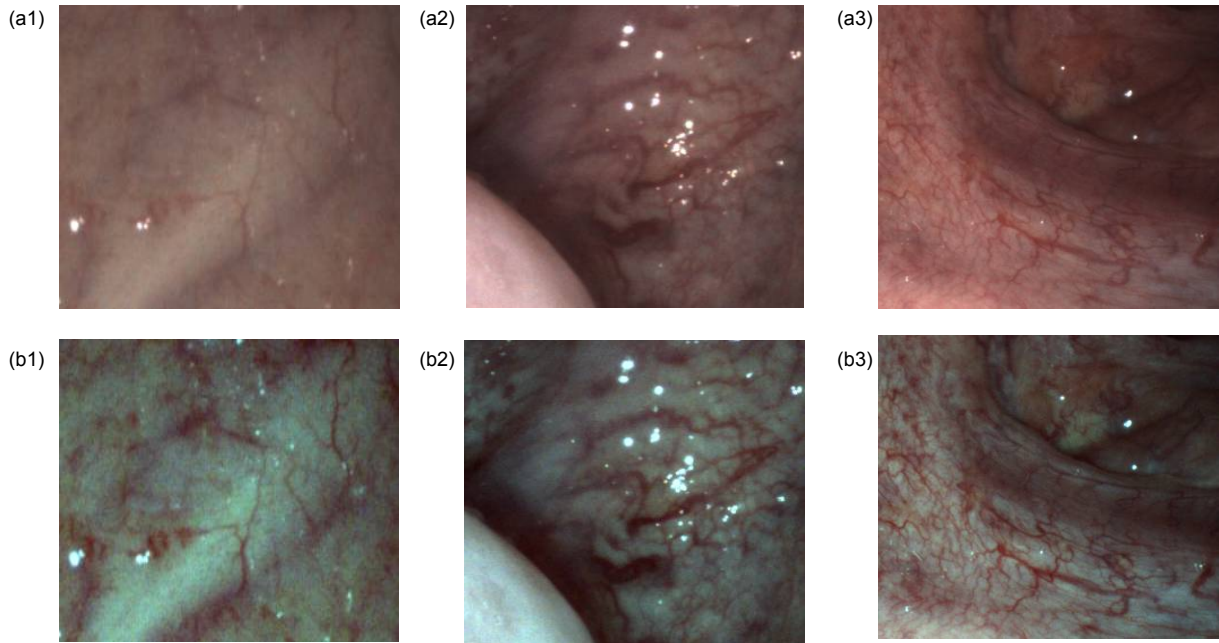


图 5 增强效果图。(a) 原图; (b) 增强图

Fig. 5 The processed images. (a) Original images; (b) Enhanced images

微细血管难以发现，图像的整体对比度不足，而增强后的图像血管的信息和整体对比度都得到显著提升。本文采用使图像中血管区域的 R、G、B 分量都减少，而背景区域的 R、G、B 分量尽可能的相等，且 G 分量略大于 B、R 分量的方法，使得背景区域呈现了绿白色从而突出血管。

图 6 为图 5 中原始图像和增强后图像总体的 R、G、B 分量，可以看出本文算法使得图像总体的 G、B 分量得到提升，并且降低了 R 分量。

两种评价指标如表 1 所示。

两种指标均显示了本文的方法确实增强了图像的对比度。接着，将本文的血管增强方法对 Karl Storz 的图片进行增强，并且与 Spectra B 模式进行对比，Spectra B 通过改变成像系统的光谱响应突出血红蛋白颜色的表现，增强血液与周围组织的对比的差异性，并且也加强了血液和毛细血管的细节信息。对比结果见图 7。

图 7 中可以发现本文的对比度增强方法与 Spectra

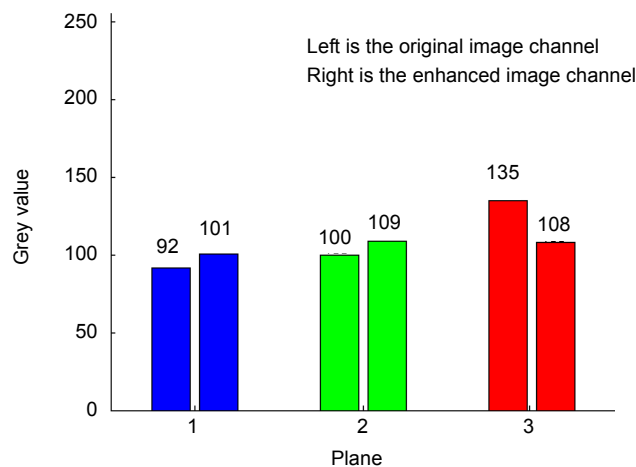


图 6 图 5 中 3 幅图像的平均 B、G、R 分量

Fig. 6 The average B、G、R component of three images in Fig. 5

B 相比，血管更加的鲜红明显；在组织背景方面，两者都将背景从粉白色变成绿白色，但是在一些微亮区域，本文进行了增强进一步提升了图像的对比度。从

三幅图的血管显示，本文方法看起来明显更加清晰。从表 2 中可以看出本文方法得到的指标均优于 Karl Storz 的 Spectra B 模式。

表 1 DV-BV 指标与韦伯对比度指标
Table 1 DV-BV index and Weber contrast index

Image No.	DV-BV index		Weber contrast index	
	Original	Enhanced	Original	Enhanced
1	10.11	16.75	0.08	0.18
2	13.15	15.85	0.18	0.29
3	11.13	13.94	0.12	0.20

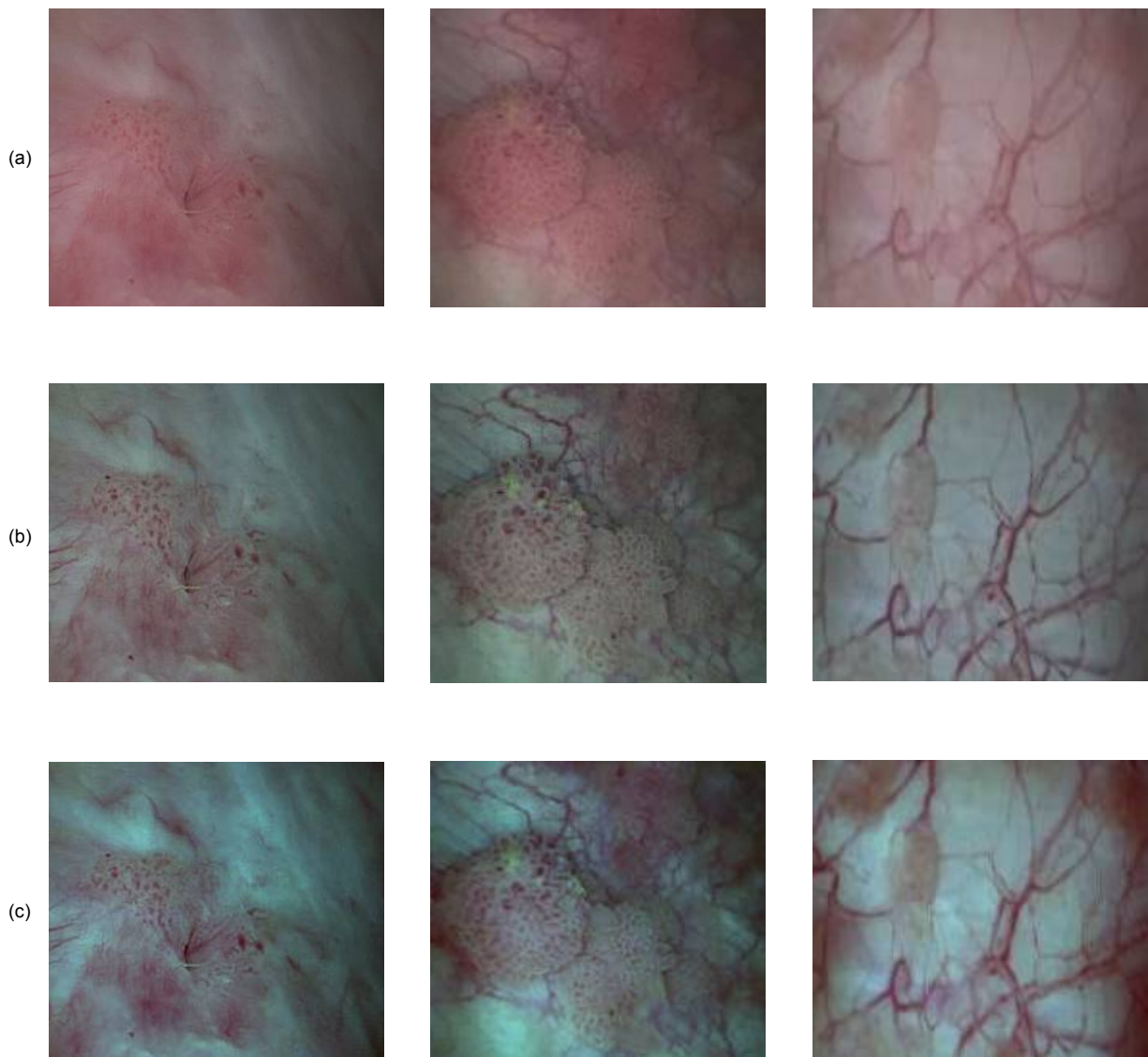


图 7 增强对比图。(a) Karl Storz 原始图；(b) Spectra B 效果图；(c) 本文效果图

Fig. 7 Comparison with other enhancement methods. (a) The original images of Karl Storz; (b) The images of Spectra B; (c) The images of our method

表 2 DV-BV 指标与韦伯对比度指标和 Spectra B 对比
Table 2 DV-BV index and Weber contrast index compared with Spectra B

Image No.	DV-BV index			Weber contrast index		
	Original	Karl Storz	Our method	Original	Karl Storz	Our method
1	5.34	9.42	10.91	0.10	0.12	0.12
2	4.69	7.85	9.39	0.16	0.20	0.23
3	5.25	8.61	10.62	0.20	0.23	0.24

5 总 结

本文提出了一种基于光谱变换的血管增强算法。总体上通过增强图像的 G、B 分量和降低 R 分量，使得组织背景和血管的色调产生明显的对比效果，而且通过以原图为导向图的导向滤波使得各个通道的亮度层和细节层得到分离，并对包含血管特征的细节层进行增强，以及通过拉伸亮度层使得总体的 G、B 分量增加，R 分量降低，进一步增强了图像的对比度。最后，主观评价和客观指标评价以及对比结果均显示了本文算法使得内窥镜的图像变得更加清晰，血管对比度得到明显增强，效果优于 SPIES 的 Spectra B。

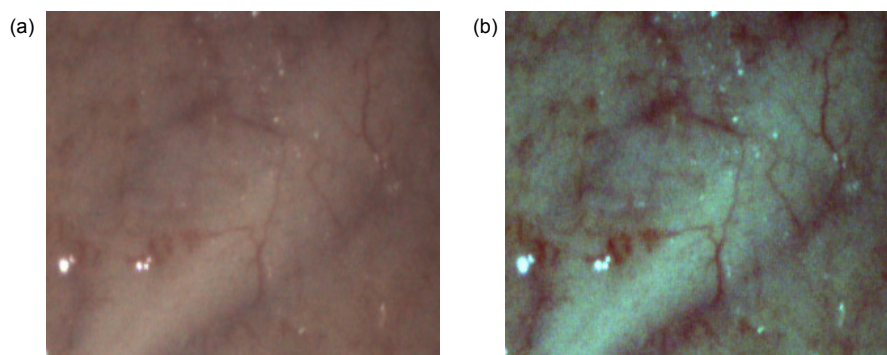
参考文献

- [1] Li B P, Meng Max Q H. Wireless capsule endoscopy images enhancement via adaptive contrast diffusion[J]. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 2012, **23**(1): 222–228.
- [2] Gono K. Narrow band imaging: technology basis and research and development history[J]. *Clinical Endoscopy*, 2015, **48**(6): 476–480.
- [3] Togashi K, Osawa H, Koinuma K, et al. A comparison of conventional endoscopy, chromoendoscopy, and the optimal-band imaging system for the differentiation of neoplastic and non-neoplastic colonic polyps[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2009, **69**(3): 734–741.
- [4] Kamphuis G M, de Bruin D M, Fallert T, et al. Storz professional image enhancement system: a new technique to improve endoscopic bladder imaging[J]. *Journal of Cancer Science & Therapy*, 2016, **8**(3): 71–77.
- [5] Okuhata H, Nakamura H, Hara S, et al. Application of the real-time Retinex image enhancement for endoscopic images[C]//*Proceedings of the 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2013: 3407–3410.
- [6] Gopi V P, Palanisamy P. Capsule endoscopic image denoising based on double density dual tree complex wavelet transform[J]. *International Journal of Imaging and Robotics*, 2013, **9**(1): 48–60.
- [7] Imtiaz M S, Mohammed S K, Deebea F, et al. Tri-Scan: A three stage color enhancement tool for endoscopic images[J]. *Journal of Medical Systems*, 2017, **41**(6): 102.
- [8] Du Le V N, Wang Q Z, Gould T, et al. Vascular contrast in narrow-band and white light imaging[J]. *Applied Optics*, 2014, **53**(18): 4061–4071.
- [9] Noorden G K V. The Theory of Binocular Vision[J]. *American Journal of Ophthalmology*, 1977, **84**(5): 751–751.
- [10] Xu H L, Chen Q, Gu G H, et al. High dynamic range image enhancement technology based on guided image filter[J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2015, **44**(12): 3843–3849. 许轰烈, 陈钱, 顾国华, 等. 利用导向滤波的宽动态范围图像增强技术[J]. *红外与激光工程*, 2015, **44**(12): 3843–3849.
- [11] Ghimire D, Lee J. Nonlinear transfer function-based local approach for color image enhancement[J]. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 2011, **57**(2): 858–865.
- [12] Gono K, Obi T, Yamaguchi M, et al. Appearance of enhanced tissue features in narrow-band endoscopic imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2004, **9**(3): 568–577.
- [13] Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms[J]. *Automatica*, 1975, **11**(285–296): 23–27.

A vascular enhancement algorithm for endoscope image

Jiang Hongpeng, Zhang Kejian, Yuan Bo, Wang Liqiang*

State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China



The processed images. (a) Original image; (b) Enhanced image

Overview: With the development of the minimally invasive surgery, endoscopes have become the necessary medical devices that permit the endoscopists to examine the gastrointestinal mucosa and identify the abnormal tissue. However, early diseases are overlooked and tumors still remain in the conventional white light endoscopic surgery. Foreign companies have put many special image enhancement algorithms forward, while there is a lack of this function in domestic products. In order to solve the above problems, the special image enhancement algorithms are very important for endoscopes.

This paper proposes a blood vessel enhancement algorithm based on the optical spectral absorption characteristics of blood vessels. The contrasts of capillaries and vessels are highlighted by means of reducing the red spectral reflection and increasing the blue and green spectral reflection. The enhancement algorithm includes two aspects: the detail enhancement and the brightness enhancement. Firstly, RGB channels are obtained from the color image and divided into the brightness layer with the high dynamic range and the detail layer with the detail image information through the guided filter. Then, each pixel of the detail image multiplies by an enhanced factor, and the factor of each channel is calculated based on SNR (signal noise ratio). The improvement factor can improve the quality of image enhancement, but excessive factor will amplify the image noise. To get the stretched factor using in brightness layer, each channel is converted from RGB space to CIE space. In this paper, the distance is calculated between the blood vessel and the background in a series of the representative oral vascular biomedical images taken by endoscope (including before and after the image enhancement), and the stretching coefficient is obtained after averaging. After that, the brightness layer is stretched to enhance the GB channel information and to reduce R channel information. Blood vessel information is highlighted because the color of background region turns to green and white, while the color of vessels turns to red and dark. Finally, the detail enhanced image and the brightness-enhanced image are merged to generate a enhanced image.

In order to evaluate the validity of the proposed enhancement method, this paper uses the detail variance-background variance (DV-BV) index and Weber contrast index. For evaluating the enhancement algorithm, the algorithm has been applied to a large number of images captured by endoscopes. The assessment of subjective and objective indicators shows the significant enhancements. Moreover, compared with Karl Storz's Spectra B enhancement technology, the method proposed in this paper performs better in image enhancement.

Citation: Jiang H P, Zhang K J, Yuan B, *et al.* A vascular enhancement algorithm for endoscope image[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, **46**(1): 180167

Supported by the National Key Research and Development Program of China (2017YFC0109603), Key Research and Development Plan of Zhejiang Province (2018C03064), and the Fundamental Research Funds for the Central Universities (2017QNA5003)

* E-mail: wangliqiang@zju.edu.cn