

文章编号 1004-924X(2024)15-2429-10

基于数字衍射的单幅眼底图像增强

张书赫, 曹良才*

(清华大学 精密仪器系, 北京 100084)

摘要: 彩色眼底图像是分析与监控眼底疾病的重要工具。由于照明不均匀的问题, 眼底图像视觉质量不足, 图像对比度有待提高。为此, 基于数字衍射提出了一种兼顾颜色保真与亮度增强的单幅眼底图像光强校正算法。将彩色 RGB 眼底图像转换到 LCH 色彩空间进行基于 L 通道的光强校正, 以解决眼底图像亮度的平衡问题。对 C 通道进行相同操作使得处理后的彩色眼底图像颜色保真性较好。在 Messidor 眼底图像数据集的 1 200 组眼底图像上进行分析, 并与 Gamma 校正、Retinex 等眼底图像光强校正方法进行对比。本算法不仅具有更好的图像增强效果, 改善了彩色眼底图像的颜色失真及对比度低的问题, 还可进一步结合自适应直方图均衡化(CLAHE)以提升图像对比度。实验结果表明, 在图像多尺度对比度和图像噪声评价指标方面优于传统算法 3%~4%。经算法增强后眼底图像亮度分布更加均匀、对比度提升, 为后期眼底图像病理位点的识别、血管与病灶分割和分类提供了一种性能更好的预处理方法。

关键词: 医学图像处理; 眼底图像增强; 对比度增强; 数字衍射

中图分类号: TP394.1; TH691.9 **文献标识码:** A **doi:** 10.37188/OPE.20243215.2429

Digital diffraction method for single retinal image enhancement

ZHANG Shuhe, CAO Liangcai*

(Department of Precision Instruments, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

* Corresponding author, E-mail: clc@tsinghua.edu.cn

Abstract: Enhancing RGB retinal images is vital for retinopathy detection and monitoring, but issues like uneven intensity often degrade visual quality. This research introduces a digital diffraction-based method to improve uneven intensity and contrast while preserving color naturalness. Initially, the retinal image is converted to LCH color space, where intensity correction is applied to the L channel, treated as an optical field. A digital propagation with a specific kernel estimates the intensity pattern, which, when subtracted, yields a corrected L channel. Multi-image fusion with varied kernels then ensures uniform intensity. The same process corrects the C channel for color accuracy. Tested on 1 200 Messidor dataset images, this method surpasses Gamma correction and Retinex methods, enhancing contrast and uniformity by 3%-4% when combined with CLAHE. The improved contrast aids applications like retinopathy detection and blood vessel segmentation.

Key words: medical image processing; retinal image enhancement; contrast enhancement; digital diffraction

收稿日期: 2024-05-23; 修订日期: 2024-06-04.

基金项目: 国家重点研发计划资助项目(No. 2021YFB2802300)

1 引 言

眼睛是心灵的窗户,它同时作为生物器官与光感受器,天生就依赖生物学与光学交叉学科的发展。自亥姆霍兹(Helmholtz)首次引入眼底镜获取到眼底图像以来,眼底摄影作为一种诊断工具,被广泛应用于眼部疾病的早期检测、诊断,以及发展监测^[1]。例如,糖尿病性视网膜病变^[2]、青光眼^[3]、和年龄相关性黄斑变性^[4]等眼部疾病引起的眼底形态学变化,可以直接在这些眼底图像中观察到。此外,诸如中风、认知功能障碍^[5]、心脑血管退化^[6]等神经系统疾病也可以通过眼底图像进行诊断。因此,眼科专家能够清楚地检测和评估图像中的病变非常重要^[7]。

眼底相机由被试眼睛系统、反射式照明系统,以及眼底反射探测系统三个互相耦合的成像系统组成。其中,反射式照明系统将照明光均匀地分布在被试眼底^[8-9]。从眼底反射的光被探测系统收集,在相机传感器上生成图像。在眼底摄像时,入射光经过瞳孔对眼底照明,而眼球的球形几何构型会产生显著的反射和阴影伪影,导致眼底图像成像结果存在非均匀照明或局部欠曝光等问题。由于人眼视觉分析对图像光强分布最为敏感^[10],相较于其他例如眼底图像模糊^[11]和雾霾^[12]效果等问题,眼底非均匀照明会显著降低图像质量,影响眼科专家的诊断效率与精准度。此外,由于非均匀照明降低了图像对比度,一些计算机辅助眼底诊断技术的精度,也会受到非均匀照明的影响。因此,校正眼底照明问题对于获得高质量的眼底病理学分析与计算机辅助诊断结果非常重要^[13]。

多年来,为了改善视网膜眼底图像中的不均匀照明和对比度水平,人们提出使用 Gamma (Γ)校正对眼底图像像素进行非线性映射^[14-15],当 $\Gamma < 1$ 时,能将较小的像素值重新映射为较大的像素值,从而实现眼底图像的光强校正。然而,这种方式作用在图像全局,无法校正非均匀度较高的眼底图像。此外,还提出基于B样条模型方法估计照明图案^[16]。频域中使用滤波方法或梯度分布分析Retinex方法也能实现眼底图像的非均匀校正^[17-19],这类方法可以估计眼底图像

某一像素附近的光强分布,能对非均匀照明产生良好的校正效果。由于光强校正和图像去雾在数学形式上具有等价性^[20],使用暗通道先验进行眼底图像光强校正的方式也取得了良好的结果^[21]。

本文基于数字衍射^[22]与多图像融合方式,提出一种眼底图像增强方法(Digital diffraction retinal image enhancement, DRiE)。对任意一张RGB(Red, Green, Blue)彩色输入眼底图像,先将该图像黑色背景填充以避免后继光强校正时的边缘效应。填充后的图转化到LCH (Lightness, Chroma, Hue)色彩空间之后,将L通道的眼底图像视作为光场分布,利用角谱衍射公式数值计算眼底图像衍射一定距离后的光场分布,该光场的虚部即可视为整张眼底图像的照明分布图案估计。将移除照明分布的L通道与C, H通道合并后转化到RGB色彩空间,得到最终光强照明校正后的彩色眼底图像输出,再利用自适应直方图均衡化实现光强校正后的图像对比度增强。

2 原 理

光波的衍射在数学上等价于一次卷积,卷积核的形态由衍射距离、空间采样频率及波长确定。由于传统光学计算中所使用的衍射计算方法需要引入波长、衍射距离和物体空间尺寸等参数,加大算法调参的困难。考虑到不同衍射距离与波长实际上调控衍射对应传递函数的相位,因此,将传递函数的相位分布抽象为一个简单的高斯核形式,通过调整高斯核的大小与顶点值影响衍射结果。基于数字衍射的眼底图像增强具体分为反射式填充、数字衍射光强校正和多照明校正输出融合3个步骤。

2.1 眼底图像反射式填充

由于眼底图像由中央圆形成像区域与黑色背景区域两部分组成,直接卷积会在成像区域与背景交界处产生边缘效应,影响后续图像处理结果。为抑制边缘效应,本文采用镜像式眼底图像背景填充方法对眼底图像黑色背景进行填充。

如图 1(a)所示,对于黑色背景中位于 P 点处的像素,连接 P 和图像中心 O ,可以找到线段 PO 与中央视场边界的交点 X ,如图 1(a)黄色点所标记。再以 X 为对称点找到直线 PO 上与 P 点对称的点 Q ,将 Q 点处的像素复制到 P 点,即可实现一次反射式填充,如图 1(b)所示。对于黑色背景中的每一个点重复以上操作,便能实现如图 1(c)所示的背景填充结果。基于填充后的眼底图像进行光强校正,并在算法结束后移除填充结果。

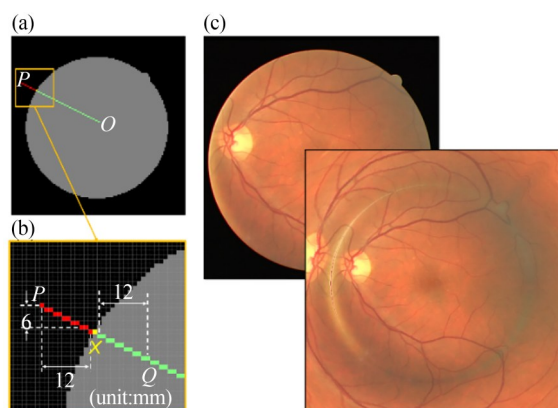


图 1 眼底图像黑色背景反射式填充。(a)待填充 P 点与图像中心 O 点示意图连线;(b)复制像素的过程;(c)原始输入图与眼底图像背景填充反射式结果

Fig. 1 Retinal image background reflective padding. (a) Sketch for the cross line between point P and O ; (b) The process of copy pixel value from point Q to P ; (c) Raw image and the corresponding background padded image

2.2 数字衍射光强校正

设输入二维图像具有 $m \times n$ 个像素。为校正光强分布而不显著影响图像色彩分布,将输入的二维 RGB 彩色眼底图像转换到 LCH 色彩空间。其中 L 代表光强,范围为 $[0, 100]$; C 代表彩度,范围为 $[0, 133]$; H 代表色调,范围为 $[0, 360^\circ]$ 。对 L 通道进行操作以对图像的亮度进行修正。

以图像中心为原点,水平向右为 x 轴正半轴,竖直向上为 y 轴正半轴建立笛卡尔坐标系,将输入眼底图像在坐标系内横向与竖向范围均设置为 $[-1, 1]$,由于 m 与 n 可能不相等,则横向

与竖向的采样频率不同。为使用数字衍射估算光强分布,需要计算衍射传递函数对应的相位分布。使用高斯核的形式表示传递函数的相位分布为:

$$\varphi(x, y; t) = \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{t}\right), \quad (1)$$

其中超参 $t > 0$,用以调整高斯核的大小,进而设置输出结果的照明强度分布均匀度。设 $s(x, y)$ 为 L 通道对应的图像,数字衍射可由两次傅里叶变换与频域滤波给出^[23],即:

$$u(x, y; t) = F^{-1}\left[F\left(\frac{s}{100} + 1\right)\exp(-i\varphi)\right], \quad (2)$$

其中 F 与 F^{-1} 分别代表傅里叶变换与傅里叶逆变换。在数字衍射之后,光波 u 的虚部 $\text{Im}(u)$ 可视为对 s 的照明图案估计。

图 2 展示了参数 t 对 $\text{Im}(u)$ 的影响。如图 2 (b1)~2(b4)所示,随着参数 t 的减小, $\text{Im}(u)$ 图像

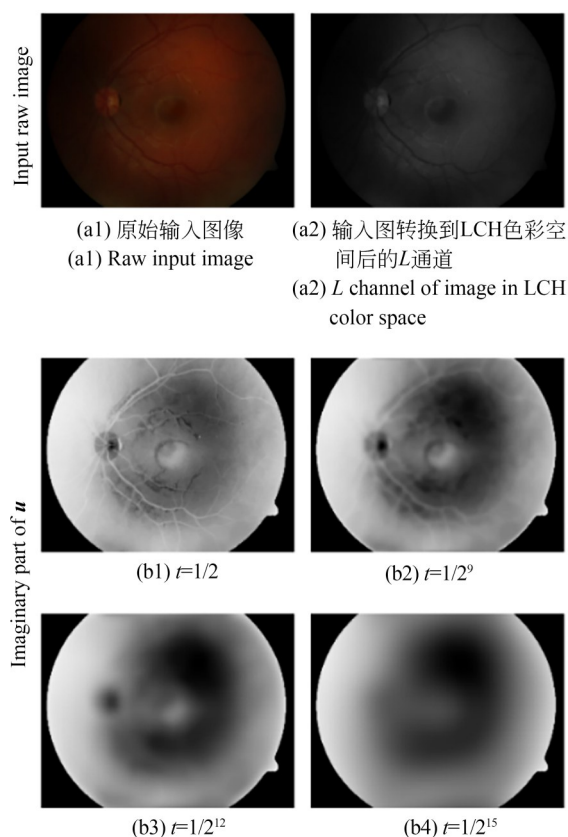


图 2 参数 t 对 $\text{Im}(u)$ 的影响(图像像素值已归一化至 $[0, 1]$)
Fig. 2 Influence of parameter t on output $\text{Im}(u)$ (All images are normalized to $[0, 1]$)

逐渐模糊,图像高频分量消失。因此,较大的参数 t 可用于估计图像局部区域的光强分布,而较小的参数 t 可用于估计图像较大区域内的光强分布。

将 $\text{Im}(u)$ 与输入图 $s(x, y)$ 相除,得到初步光强校正结果,此时像素光强值的动态范围较大,导出图片可能存在过曝光或欠曝光等问题,需要压缩动态范围。这里使用反正切激活函数压缩图像动态范围,归一化处理后最终光强校正后的 L 通道图像为:

$$o(x, y; r, t) = N \left(\arctan \left[r \cdot \frac{\text{Im}[u(x, y; t)]}{s(x, y)} \right] \right), \quad (3)$$

其中: r 代表激活函数的横向拉升,影响输出结果的动态范围;函数 $N(\cdot)$ 将图像像素归一化至 $[0, 1]$,即图像减去其最小值后除以图像的最大值。

2.3 多照明校正输出融合

由式(2)与图2可知,在光强校正中不同参数 r 与 t 产生的照明分布估计图案不同,往往一组固定的 r 与 t 参数的输出并不理想,会导致图像的部分区域过亮而部分区域过暗的情况。因此本文使用多照明校正图融合的方式,通过融合不同 r 与 t 参数对应的输出结果 $o(x, y; r, t)$,以实现更加理想的照明校正。多照明校正融合公式如下:

$$o(x, y) = \frac{100}{K} \sum_{k=1}^K o(x, y; r_k, t_k), \quad (4)$$

其中: $r_k = r_0 \frac{1}{2^k}$, $t_k = t_0 \frac{1}{2^k}$, K 代表一共有 K 组参数, r_0 与 t_0 分别代表对应参数的初始值。 r_k 与 t_k 均以指数形式衰减。图3展示了不同 k 对应的图像光强校正最终输出的 o 。其中 $r_0 = 5$, $t_0 = 1$ 。输出 o 的光强分布随之变得更加均匀,如图3(a1)~3(a4)所示。像素的灰度值由最初的无规则分布,如图3(b1)所示,逐渐集中于某一特定灰度值的两侧,如图3(b2)~3(b4)所示。

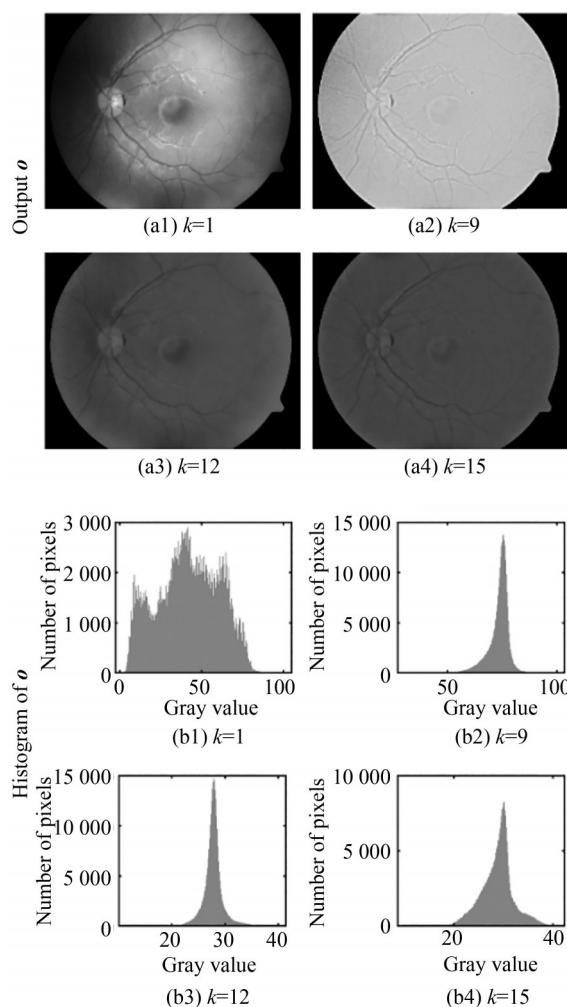


图3 不同 k 对应的眼底图像光强校正过程的中间图像

Fig. 3 Influence of parameter k on latent image

2.4 色彩校正

结合式(1)~式(4),便能将输入眼底像的 L 通道图像 s 转换为光强校正后的结果 o ,将式(4)输出的 $o(x, y)$ 替换原图像 L 通道,再逆变换回 RGB 色彩空间,便能获得光强校正后的眼底图像。图4展示了 $K=15$ 时不同输入图像的光强校正结果。

由第二行图所示,所提算法能有效校正不同光强分布的输入眼底图像的图像光强分布,校正后的眼底图光强分布均匀且明亮,有效提升图像视觉质量。但由于图像色度没有更具照明调整,导致图像颜色整体偏白。

为恢复原有眼底图像的色彩效果,需要进一步对图像 C 通道进行校正。校正方法同式(1)~式(4),不同的是此时作用的通道为图像 C 通道。

将经过颜色校正后的 C 通道替换原始图像的 C 通道,再逆变换回 RGB 色彩空间,便能获得光强

校正且颜色自然的眼底图像,如图 4(a3)~4(d3)所示。

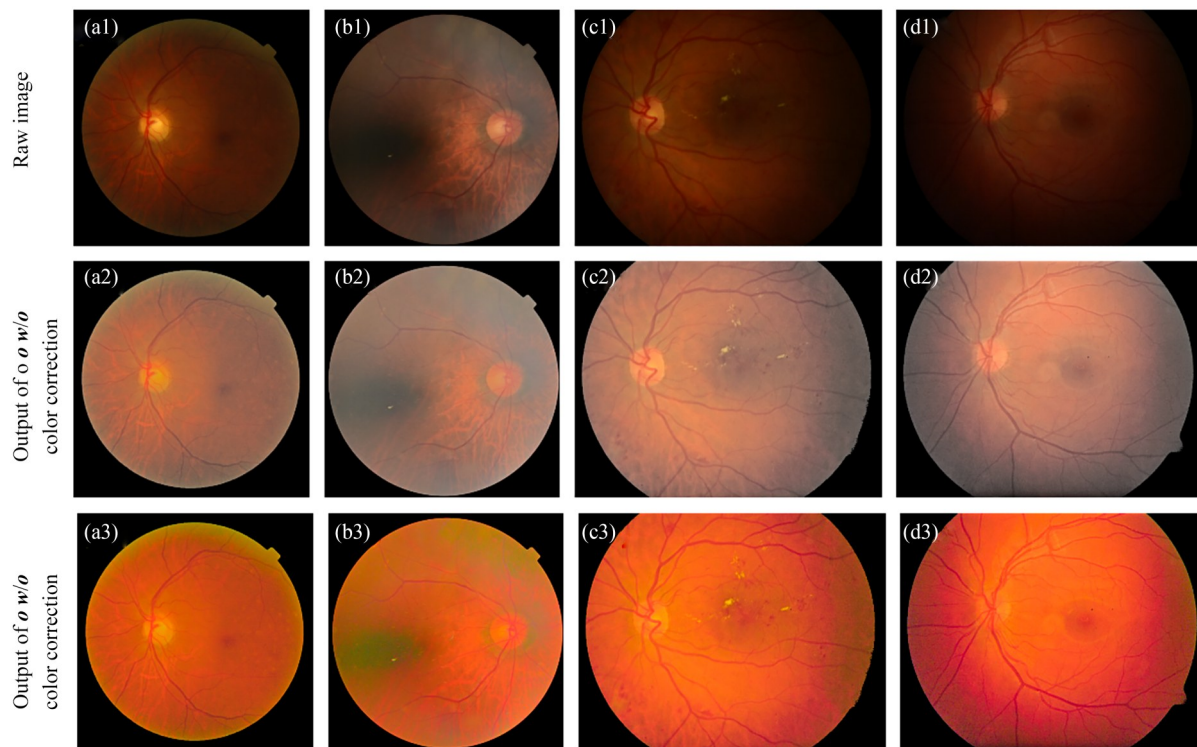


图 4 $K=15$ 时眼底图像光强校正输出

Fig. 4 Output images after intensity correction with $K=15$

3 实验结果

3.1 算法有效性验证

为验证算法的有效性,基于 Messidor 眼底图像数据集^[24]的 1 200 张眼底图像开展光强校正实验,分析原始图像与经光强校正后图像的平均光强分布,以及多尺度图像对比度 C_{RAMM} ,尺度设置为 8。 C_{RAMM} 是一种经过特殊设计的图像对比度衡量指标,其评价结果与人类视觉感知相符^[25],其结果越高,图像对比度越高,图像的人眼视觉效果越好。

图像的平均光强分布统计结果如图 5(a1)中蓝色区域所示(彩图见期刊电子版),在 Messidor 图像数据集中图像平均光强分布分散,分布方差大,如图 5(a2)所示,无集中分布趋势。这表明原始图像数据集中图像之间光强差异大。经过所提方法校正后,图像光强分布集中在 0.44 附近,

如图中紫色区域所示,具有相对理想的光强分布趋势,分布方差小。

本文还对比了基于 Retinex 的光强校正方法,如图 5(a1)橙色区域所示。Retinex 方法同样能使光强分布集中,图像光强分布方差小,然而图像平均光强较低,约为 0.25,导致图像视觉效果偏暗。所提方法通过调整图像光强,能将不同光强的图像的光强灰度分布重新调整到一个较窄的范围内,起到图像光强归一化的功能。

在多尺度图像对比度 C_{RAMM} 方面,原始图像的 C_{RAMM} 分布分散,图像对比度指标不均衡,表明数据集中图像质量不齐的问题。经算法增强后,图像 C_{RAMM} 分布集中在 6 附近,如图 5(b1)紫色区域所示。相较于原始图像,经照明校正后的图像对比度显著提升,且分布集中。Retinex 算法在提升 C_{RAMM} 方面不足,劣于所提方法。

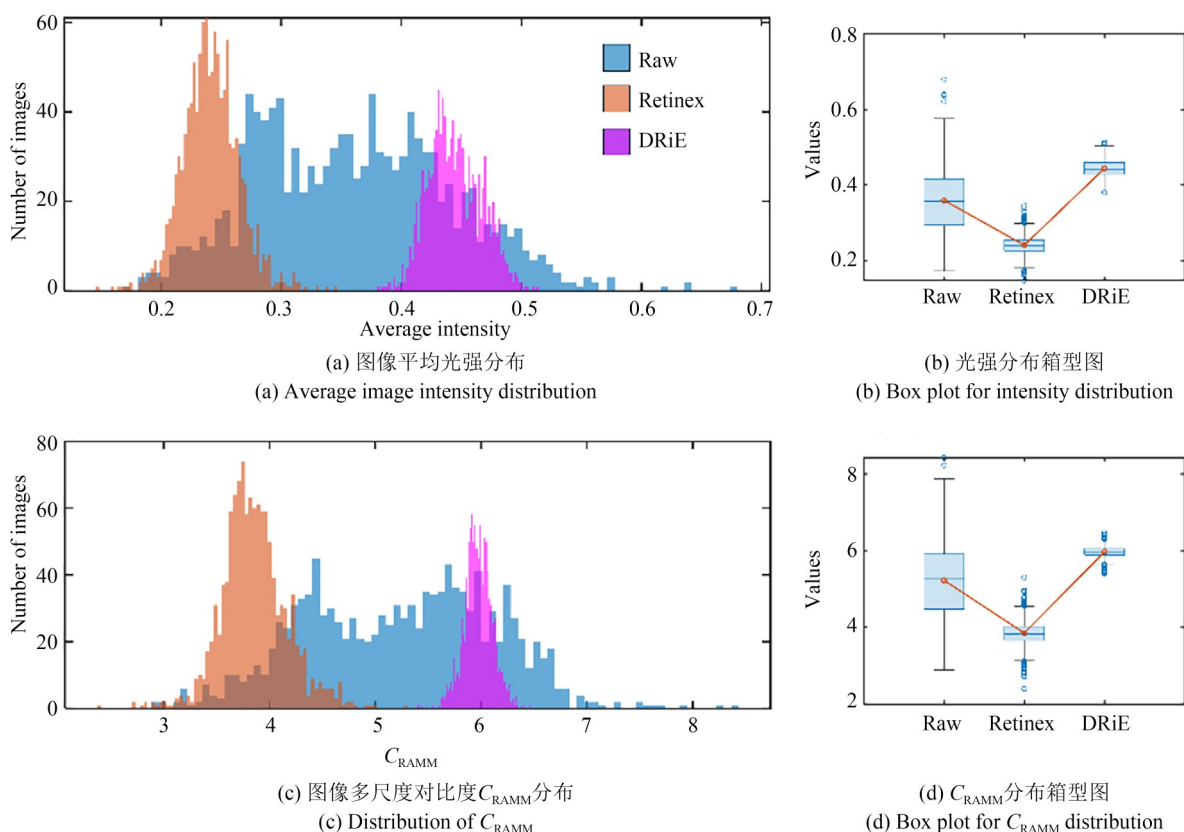


图5 Messidor数据集图像光强校正的统计学分析

Fig. 5 Statistical analysis for enhanced retinal image from Messidor dataset

图6展示了两组具体图像的光强校正结果。如图6(a)或图6(b)所示,尽管Retinex能够校正非均匀的光强分布,但其输出图像偏暗,需要进一步处理才能提升图像亮度。如图6(c)所示,本文所提算法能够在均匀化图像光强分布的同时显著提升图像的亮度以及对比度。

结合自适应直方图均衡化(CLAHE),经光强校正后的图像对比度得到进一步提高。图7定性展示了所提方法与其他两个眼底图像增强算法的对比结果。其中,LCA使用Gamma校正实现了眼底图像光强校正,并同样使用CLAHE对图像进行增强^[14],而DRC使用数据丰富通道对眼底图像进行增强^[26]。

如图7所示,3种方法均能校正眼底图像的非均匀光强分布,并同时增强图像对比度。然而,DRC的输出结果会在视盘处产生过曝现象,影响视觉质量。对于如图7(a1)和7(c1)所示的较暗眼底图像输入,DRC的照明能力欠

佳。而LCA方法产生的图像色彩偏差较大,如图7(b2)所示。利用本文所提方法增强图像后,图像光强分布均一,无过曝或过暗现象,图像色彩差异小。

为进一步分析算法对图像对比度的增强效果,计算了1200张图像的 C_{RAMM} 与噪声水平结果如表1所示。本文所提算法对图像对比度的增强效果优于LCA方法0.3 dB,优于DRC方法0.2 dB,而噪声水平高于LCA算法约0.5。所提算法在引入较小噪声数据情况下,在图像对比度增强效果与图像噪声引入方面总体优于其他两种算法3%~4%。

本文所提算法校正眼底图像非均匀光强分布,能提升眼底图像视觉质量,再结合CLAHE算法能进一步增强处理后眼底图像的对比度,有利于基于眼底图像的眼底疾病诊断工作。图8展示了本文所提算法对糖尿病二型患者眼底图像的增强结果。图8(b)和8(c)特别展示了眼

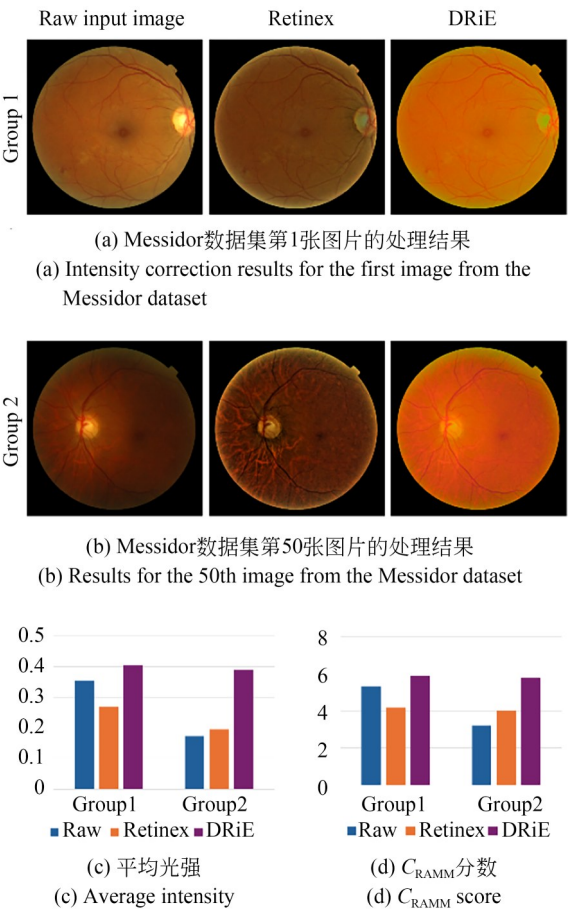


图 6 两组图像光强校正范例

Fig. 6 Two groups of image intensity correction

表 1 三种方法对 Messidor 数据集的增强效果

Tab. 1 Comparison of three methods in Messidor dataset

Methods	C_{RAMM} (↑)	Noise level (↓)
Raw	5.229 2±0.798 6	0.656 0±0.013 3
LCA	6.232 4±0.126 3	1.427 7±0.076 4
DRC	6.341 7±0.669 0	2.348 4±0.179 8
Proposed	6.578 0±0.046 2	1.938 9±0.240 3

底病变的局部放大图片。图 8(b1)展示了眼底出血病变位点,由于原眼底图像对比度低,光照条件暗,很难区分红色出血点与橘黄色眼底背景。经本文算法增强后,能清晰地观察到出血点,如图 8(c1)所示。图 8(b3)与 8(c3)同样展示了眼底出血病变点,原始图中很难定位到这些出血点。在眼底硬性渗出诊断中,所提算法通用能提高硬性渗出病变区域的图像对比度,如

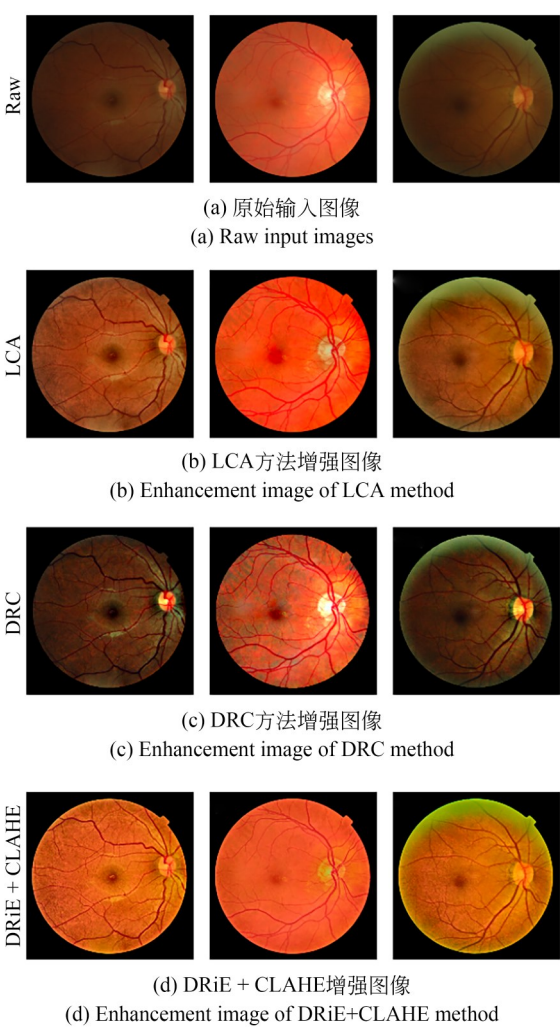


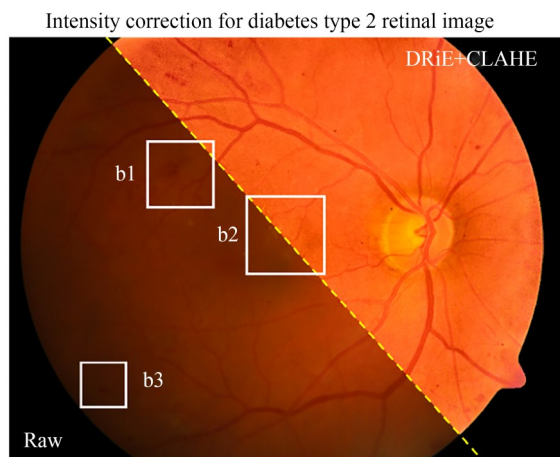
图 7 不同方法的眼底图像增强结果的定性对比

Fig. 7 Qualitatively comparison of enhanced images from different methods

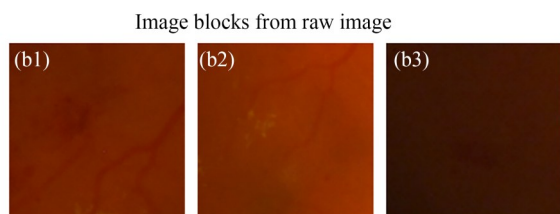
图 8(b2)和 8(c2)所示,有助于临床工作者定位病变区域。

3.2 超宽视场眼底图像光强校正

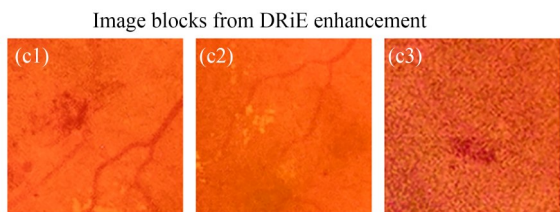
本文所提算法可以对超宽视场眼底图像进行光强校正,结果如图 9(a)所示。原始输入超宽视场眼底图光强分布暗,视觉效果欠佳。经算法校正光强后,图像整体明亮,视觉效果显著提升。如图 9(b)中局部放大图所示,相较于原始图像,眼底包括血管、视盘等结构在增强后的图像中更加明显。图 9(c)展示了像素值的定量分析结果,经由图像光强校正后的图像像素大于原始图像。



(a) 原始图与增强图
(a) Montage of raw image and enhanced image



(b) 原始图的局部放大
(b) Zoomed-in raw image in the corresponding boxes



(c) 增强图的局部放大
(c) Zoomed-in enhanced image in the corresponding boxes

图 8 所提算法对眼底病变点的辅助诊断

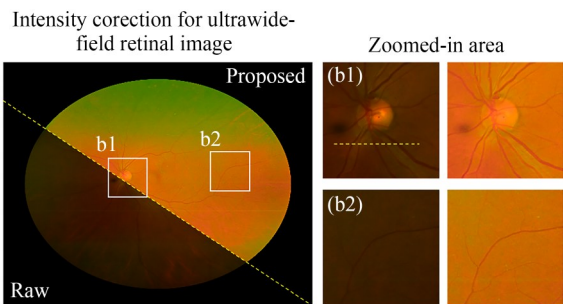
Fig. 8 Enhanced images supports diagnosis of retinopathy

4 结 论

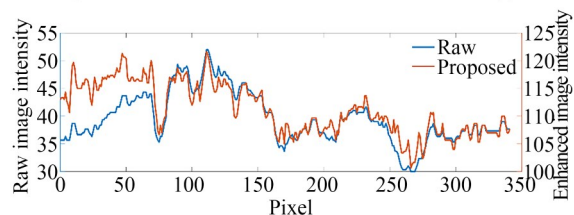
本文提出一种眼底图像光强校正算法。该算法基于光场的衍射理论,对 LCH 色彩空间下的眼底图像 L 通道进行处理,利用衍射图像的虚

参考文献:

- [1] BERENDSCHOT T. Fundus reflectance-historical and present ideas[J]. *Progress in Retinal and Eye Research*, 2003, 22(2): 171-200.
- [2] KAUPPI T, KALESNYKIENE V, KAMARAIN-EN J K, *et al.* The DIARETDB1 diabetic retinopa-



(a) 原始图与所提算法增强后结果
(a) Montage of raw and enhanced images
(b) 图像局部放大
(b) Zoomed in for the image in the boxes in (a)



(c) 光强定量分析曲线
(c) Quantitative intensity profile along the dash line

图 9 超宽视场眼底图像光强校正

Fig. 9 Intensity enhancement of ultra widefield retinal image

部估算眼底图像空间变化的照明分布图案,使用多图像融合的方式,融合不同参数下的眼底图像光强校正结果,并替换原图像 L 通道,进而实现单幅眼底图像的光强校正。该算法应用于 C 通道时还可以进一步校正眼底图像色彩,使图像颜色更加自然,色彩保真度高。对 Messidor 数据库 1 200 张眼底图像进行处理,实验结果表明,本算法在保证图像颜色信息的同时,能够修正眼底图像的非均匀光强分布,增强眼底图像的视觉质量。结合 CLAHE 增强图像对比度,图像展示出更多的细节信息。在图像多尺度对比度和图像噪声评价指标方面,本文算法优于传统算法 3%~4%,可以为后续眼底图像结构识别、血管、病理分割和分类等下游任务提供技术支持。

thy database and evaluation protocol [J]. *BMVC 2007-Proceedings of the British Machine Vision Conference 2007*, 2007: 61.

- [3] CHALAKKAL R J, ABDULLA W H, HONG S C. *Diabetes and Fundus OCT* [M]. Elsevier, 2020: 59-111.

- [4] PEAD E, MEGAW R, CAMERON J, *et al.* Automated detection of age-related macular degeneration in color fundus photography: a systematic review[J]. *Survey of Ophthalmology*, 2019, 64(4): 498-511.
- [5] HADOUX X, HUI F, LIM J K H, *et al.* Non-invasive *in vivo* hyperspectral imaging of the retina for potential biomarker use in Alzheimer's disease [J]. *Nature Communications*, 2019, 10: 4227.
- [6] RAJAN S P. Recognition of cardiovascular diseases through retinal images using optic cup to optic disc ratio [J]. *Pattern Recognition and Image Analysis*, 2020, 30(2): 256-263.
- [7] ZHANG S. *Single Retinal Image Restoration* [D]. Maastricht: Maastricht University, 2023.
- [8] ARTAL P, GREEN D G, IGLESIAS I, *et al.* Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1995, 12(10): 2358-2366.
- [9] ARTAL P, MARCOS S, WILLIAMS D R, *et al.* Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1995, 12(2): 195-201.
- [10] 陈勇, 李愿, 吕霞付, 等. 视觉感知的彩色图像质量积极评价 [J]. *光学精密工程*, 2013, 21(3): 742-750.
- CHEN Y, LI Y, LÜ X F, *et al.* Active assessment of color image quality based on visual perception [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2013, 21(3): 742-750. (in Chinese)
- [11] ZHANG S H, WEBERS C A B, BERENDSCHOT T T J M. Luminosity rectified blind Richardson-Lucy deconvolution for single retinal image restoration [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2023, 229: 107297.
- [12] YANG C W, LIANG X U, WANG S, *et al.* The evaluation of screening for cataract needed surgery with digital nonmydriatic fundus camera [J]. *Ophthalmol. China*, 2010, 19(1): 46-49.
- [13] ZHANG S H, WEBERS C A B, BERENDSCHOT T T J M. A double-pass fundus reflection model for efficient single retinal image enhancement [J]. *Signal Processing*, 2022, 192: 108400.
- [14] ZHOU M, JIN K, WANG S Z, *et al.* Color retinal image enhancement based on luminosity and contrast adjustment [J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2018, 65(3): 521-527.
- [15] 刘玉红, 李梓妍, 王欣, 等. 具有颜色保真性的彩色眼底图像增强方法 [J]. *电子科技大学学报*, 2022, 8(2): 290-294.
- LIU Y H, LI Z Y, WANG X, *et al.* Hue preserving algorithm for color fundus image enhancement method [J]. *Journal of University of Electronic Science and Technology of China*, 2022, 8(2): 290-294. (in Chinese)
- [16] KUBECKA L, JAN J, KOLAR R. Retrospective illumination correction of retinal images [J]. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2010, 2010(1): 780262.
- [17] LAND E H, MCCANN J J. Lightness and retinex theory [J]. *Journal of the Optical Society of America*, 1971, 61(1): 1-11.
- [18] KIMMEL R, ELAD M, SHAKED D, *et al.* A variational framework for retinex [J]. *International Journal of Computer Vision*, 2003, 52(1): 7-23.
- [19] PARK S, YU S, MOON B, *et al.* Low-light image enhancement using variational optimization-based retinex model [J]. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 2017, 63(2): 178-184.
- [20] GALDRAN A, ALVAREZ-GILA A, BRIA A, *et al.* On the duality between retinex and image dehazing [C]. *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2018: 8212-8221.
- [21] SAVELLI B, BRIA A, GALDRAN A, *et al.* Illumination correction by dehazing for retinal vessel segmentation [C]. 2017 *IEEE 30th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, 2017: 219-224.
- [22] JALALI B, MACPHEE C. VEVID: vision Enhancement via Virtual diffraction and coherent Detection [J]. *eLight*, 2022, 2(1): 24.
- [23] GOODMAN J W. *Introduction to Fourier Optics* [M]. Roberts and Company publishers, 2005.
- [24] DECENCIÈRE E, ZHANG X W, CAZUGUEL G, *et al.* Feedback on a publicly distributed image

- database; the messidor database[J]. *Image Analysis & Stereology*, 2014, 33(3): 231-234.
- [25] RIZZI A, ALGERI T, MEDEGHINI G, *et al.* A proposal for contrast measure in digital images [C]. *Second European Conference on Color in Graphics, Imaging and Vision*, 2004: 187-192.
- [26] CAO L C, LI H Q. Detail-richest-channel based enhancement for retinal image and beyond[J]. *Bio-medical Signal Processing and Control*, 2021, 69: 102933.

作者简介:



张书赫(1994—),男,湖北武汉人,博士,助理研究员,2019年于安徽医科大学获得硕士学位,2023年于荷兰马斯特里赫特大学获得博士学位,现为清华大学精密仪器系博士后,主要从事计算光学成像及医学图像处理的研究。E-mail: shuhe-zhang@mail. tsinghua. edu. cn

通讯作者:



曹良才(1977—),男,湖北公安人,博士,教授,博士生导师,主要从事光学成像与光学显示的研究。E-mail: clc@tsinghua.edu.cn