

DOI: 10.13382/j.jemi.2017.01.008

基于匹配滤波和自动阈值的眼底血管分割方法*

曹新容^{1,2,3} 薛岚燕¹ 林嘉雯¹ 余 轮¹

(1. 福州大学 物理与信息工程学院 福州 350116; 2. 闽江学院 福州 350121;
3. 福建省信息处理与智能控制重点实验室 福州 350121)

摘要:提出一种快速、简便、高效的眼底血管分割方法。分析眼底图像的灰度值分布和对比度变化,利用匹配滤波克服背景干扰,消除噪声影响,达到灰度均衡,实现眼底图像的亮度归一化。估计眼底图像中背景像素所占比例,利用直方图自动选择阈值,完成对眼底图像中血管的有效分割。在公开的眼底图像数据库上进行测试,该方法对眼底血管分割具有较好的性能指标。实验表明,提出的基于匹配滤波和阈值优化的眼底血管分割方法,准确率高、复杂度低,对眼科疾病的计算机辅助诊断有一定的实用价值。

关键词:匹配滤波;血管分割;对比度;阈值

中图分类号: TP391.4; TN98 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

Retinal vessel segmentation method based on matched filtering and automatic threshold

Cao Xinrong^{1,2,3} Xue Lanyan¹ Lin Jiawen¹ Yu Lun¹

(1. College of Physics and Information Engineering, Fuzhou University, Fuzhou 350116, China;
2. Minjiang University, Fuzhou 350121, China; 3. Fujian Provincial Key Laboratory of
Information Processing and Intelligent Control, Fuzhou 350121, China)

Abstract: A simple, rapid and efficient retinal vessels segmentation method is proposed. After a general analysis on gray value distribution and contrast changes of fundus images, the standardizing fundus images are obtained by using the matched filtering technique to overcome the interference of background and noise. Then, a threshold can be automatically selected to achieve the effective segmentation of blood vessels in the fundus images by estimating the proportion of the background pixels. A lot of tests show that the good performance is achieved in the public fundus images database. The experiment shows that the proposed method based on matched filtering and automatic threshold has strong practicability and high accuracy. It is useful for computer-aided diagnosis of ocular diseases.

Keywords: matched filtering; retinal vessel segmentation; contrast; threshold

1 引言

糖尿病性视网膜病变(diabetic retinopathy, DR)是糖尿病的严重并发症,是糖尿病性血管病变中最重要的表现,会影响视力甚至致盲。在许多国家,DR是成年人中可预防性失明的常见原因。在我国,视网膜病变在糖尿病患者人群中的患病率为24.7%~37.5%,其中增生期

视网膜病变比例在3.3%~7.4%^[1]。

眼底视网膜图像能直接观测到视网膜血管病变和其他病灶^[2],是临床医生诊断糖尿病视网膜病变的基本手段。眼球底部的视网膜血管是全身血管系统中唯一可以无创直接观测到的部分,其自身的变化,如血管宽度、角度、分支形态等,为疾病的早期诊断提供重要依据^[3]。因此,借助图像处理技术对眼底图像的视网膜血管进行分割,以自动对眼科疾病进行辅助诊断和决策,是国内

外学者关注的研究热点^[4]。

匹配滤波是视网膜血管分割的一种有效方法。由于视网膜血管剖面的灰度分布符合高斯特性,可以将滤波器与图像进行卷积来提取目标对象,通过计算图像滤波后的最大响应值来分割提取血管。

Chaudhuri 等人^[5]1989年第一次将高斯函数用于血管分割。该方法对视网膜血管分割有较出色的性能,但是计算量过大,并且会对部分深色病灶产生错检。Hoover 等人^[6]提出更有效的方法,考虑视网膜血管局部特征,采用分段阈值探测。Zhang 等人^[7]提出了一种 MF-FDOG (matched filtering, first-order derivative of the Gaussian) 方法,利用血管边界对匹配滤波的局部响应的均值变化区分血管边界。Li 等人^[8]提出了多尺度匹配滤波 (multi-scale production of the matched filter, MPMF) 方法,在图像预处理阶段用多尺度匹配滤波进行图像增强,采用双阈值法分割血管,可有效抑制图像噪声、增强血管与背景的对比度。

基于匹配滤波的血管分割方法很好地利用了血管剖面与高斯曲线吻合的特性,但是没有充分考虑其他血管特征,因此常与其他方法相结合进行血管分割。阈值分割是一种计算简单、运算效率高的图像处理方法,但是阈值选择受图像特点的影响很大。由于眼底拍摄受到设备、环境和拍摄技术的影响,图像中血管与背景灰度区别不明显、整体亮度不均匀,每幅眼底图像都有自己的特点,不能直接使用固定阈值分割提取血管,需要对眼底图像进行一系列的亮度归一化预处理。

本研究在 Foracchia 等人^[9]和 Park 等人^[10]的基础上,提出一种基于匹配滤波的自动阈值优化的眼底血管分割方法。该方法根据 Retinex 理论,对眼底图像进行光照估计,通过匹配滤波等预处理方法得到标准化的目标图像,为血管分割提取和眼底图像的自动处理打下良好的基础。引入图像阈值分割方法,判断图像像素分布,自动优化分割阈值,实现快速、高效地分割提取眼底血管。该方法着重关注图像的灰度值的分布和对比度的变化,不受眼底的特殊解剖结构和复杂血管分布的影响,通用性好,计算复杂度低。算法在眼底公共数据库上运行获得较好的性能效果,在精确度与计算效率上取得较好的折中。

2 基于匹配滤波的预处理技术

2.1 预处理的研究对象

由于眼底图像拍摄受到设备性能和采集环境的影响,眼底图像存在对比度低、光照不均、不同区域亮度差异大等情况,需要在血管分割和图像自动分析之前进行必要的预处理,对采集的眼底图像实现标准化,提高技术

方法的应用范围,能在不同的目标图像上实现较好的处理性能。

如图1所示。眼底图像包括 R、G、B 三通道分量。通过对各通道分量图像比较发现,R 通道分量亮度较高,会丢失部分血管细节特征;B 通道分量亮度较低,难以分辨图像中的血管信息;G 通道分量亮度适中,血管辨识度较高,适合作为眼底血管分割的研究对象。

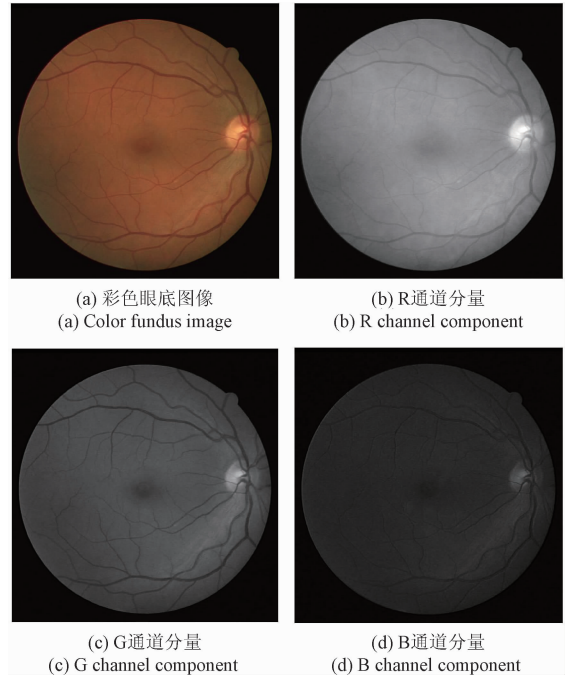


图1 彩色眼底图像及各通道分量

Fig. 1 Color fundus image and the component of each channel

眼底图像中血管和背景的灰度值相互重叠,部分特征结构与血管有相同的灰度值,再加上不同图像的特点不同、亮度不平衡等因素的影响,难以直接用固定阈值进行血管分割。所以在血管分割以前,对眼底图像进行预处理。预处理主要针对眼底图像的灰度分布和对比度变化,使得血管和背景的灰度值能有效分离,获得亮度均衡、目标特征突出的标准化图像,为血管分割作好前期准备,并能为眼底图像的其他自动分析和处理打下良好的基础

2.2 眼底图像的预处理模型

根据眼底图像的特殊生理结构和特点,建立眼底图像的观测模型如下:

$$I = f(I_0) = f(I_b + I_f) \quad (1)$$

式中: I 为待处理的眼底图像, I_0 为期望的原始图像,函数 $f(\cdot)$ 表示图像采集过程的变换方式, I_b 为眼底图像中的不包括视盘、血管等主要生理结构的背景部分,而视盘、血管等结构都作为眼底图像的前景部分,记为 I_f 。从像素灰度值的角度考虑眼底图像的血管分割,希望能使

I_b 和 I_t 包含像素的灰度值互不重叠相交, 则可以通过寻找合适的分界阈值, 直接分离眼底图像的背景部分 I_b 和前景部分 I_t , 从而实现血管的分割提取。

参考图像观测模型^[7], 引入对比度变化 C 和亮度失真 L , 构建眼底图像的变换函数 $f(\cdot)$ 表示如下:

$$I(x, y) = f(I_0(x, y)) = C(x, y)I_0(x, y) + L(x, y) \quad (2)$$

式中: $C(x, y)$ 是像素对应位置 (x, y) 的对比度变化, $L(x, y)$ 是该位置存在的亮度失真。如式(3), 计算亮度和对比度变化的估计值 \hat{L} 和 \hat{C} , 就可以得到期望的原始图像 I_0 的估计值 \hat{I}_0 。

$$\hat{I}_0(x, y) = \frac{I(x, y) - \hat{L}(x, y)}{\hat{C}(x, y)} = \frac{I(x, y)}{\hat{C}(x, y)} - \hat{L}'(x, y) \quad (3)$$

将亮度失真 L 看作满足高斯分布的噪声, 且认为 $L \geq 0$, 同样有 $C \geq 0$ 。将 $\hat{L}' = \hat{L}/\hat{C}$ 作为噪声考虑, 在后期通过中值滤波^[11]的方式消除噪声。此时则只需计算眼底图像的对比度变化估计值 \hat{C} , 进而获得原始眼底图像 I_0 , 大大降低运算量。

2.3 预处理的基本参数

引入空间梯度和局部不均匀参数两个参数, 描述像素点 (x, y) 的邻域中各点像素的灰度值对该点的影响, 估计图像的对比度变化。

空间梯度是一种常见的局部图像处理方法, 用来描述像素点在横、纵、左斜、右斜4个方向上的灰度值变化情况。图像 I 在位置 (x, y) 的空间梯度的幅度值定义如下:

$$|\nabla I(x, y)| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_l^2 + G_r^2} \quad (4)$$

其中,

$$G_x = I(x+1, y) - I(x-1, y),$$

$$G_y = I(x, y+1) - I(x, y-1),$$

$$G_l = I(x-1, y+1) - I(x+1, y-1),$$

$$G_r = I(x+1, y+1) - I(x-1, y-1)。$$

局部不均匀参数是文献^[10]提到的一种能很好表征图像的灰度不连续性的有效方法, 但是计算耗时。本文简化其中参数的计算方法, 用每个位置点的邻域像素与该点灰度值差的平均值作为局部不均匀参数 τ , 如下:

$$\tau(x, y) = \frac{\sum \sum_{(m, n) \in \Omega} |I(x, y) - I(m, n)|}{|\Omega|} \quad (5)$$

式中: 对于每个像素位置 (x, y) 选择 3×3 的范围作为局部邻域 Ω , (m, n) 为邻域内各个像素点, $|\Omega|$ 表示邻域大小。求出整幅图每个点的局部不均匀参数, 并进行归一化计算求得 τ_0 , 如式(6)。其中, τ_{\max} 和 τ_{\min} 分别为 τ 的最大值和最小值。

$$\tau_0(x, y) = \frac{\tau(x, y) - \tau_{\min}}{\tau_{\max} - \tau_{\min}} \quad (6)$$

定义传导函数 g , 将前文求得两个参数对邻域灰度值变化的作用和估计效果集中到对比度估计值 \hat{C} , 如下:

$$g = G(p, W) = 1 + \sqrt{p/W} \quad (7)$$

式中: p 是前文推导的参数, W 描述参数 p 的贡献水平。结合前文推导, 将局部不均匀参数和空间梯度幅度值代入传导函数, 求出图像各位置 (x, y) 像素点的对比度变化估计值 $\hat{C}(x, y)$, 并作归一化处理得到 $\hat{C}_0(x, y)$ 。

$$\alpha(x, y) = G(\tau_0(x, y), W_\alpha) = 1 + \sqrt{\tau_0(x, y)/W_\alpha} \quad (8)$$

$$\beta(x, y) = G(|\nabla I|, W_\beta) = 1 + \sqrt{|\nabla I|/W_\beta} \quad (9)$$

$$\hat{C}(x, y) = \alpha(x, y)\beta(x, y) \quad (10)$$

$$\hat{C}_0(x, y) = \frac{\hat{C}(x, y) - \hat{C}_{\min}}{\hat{C}_{\max} - \hat{C}_{\min}} \quad (11)$$

实验验证发现, 参数 W_α 和 W_β 与对应的局部不均匀参数和空间梯度幅度值的均值存在非线性关系, 借鉴文献^[10]定义如式(12)、(13)。

$$W_\alpha = 0.1 \exp(-\tau_{0, \text{mean}}/0.1) \quad (12)$$

$$W_\beta = 10 \exp(-|\nabla I|_{\text{mean}}/10) \quad (13)$$

式中: $\tau_{0, \text{mean}}$ 为图像各点的局部不均匀参数归一化后 τ_0 的均值, $|\nabla I|_{\text{mean}}$ 为空间梯度幅度值的均值。

2.4 眼底图像亮度归一化

得到归一化的对比度变化估计值 \hat{C}_0 , 代入式(3)求得含有噪声的估计图像 \hat{I}_0 , 对图像进行均值滤波, 可以较好地消除噪声的影响。因为在式(3)的设定中, 默认噪声主要是减弱了像素灰度值, 为了保留血管边沿的有效灰度变化, 故修正均值滤波的结果, 选择均值滤波结果 $F(\hat{I}_0)$ 与估计图像 \hat{I}_0 的灰度较大值更新估计图像 \hat{I}_0 , 如下:

$$\hat{I}_0 = \max(\hat{I}_0, F(\hat{I}_0)) \quad (14)$$

估计图像 \hat{I}_0 如图2所示。

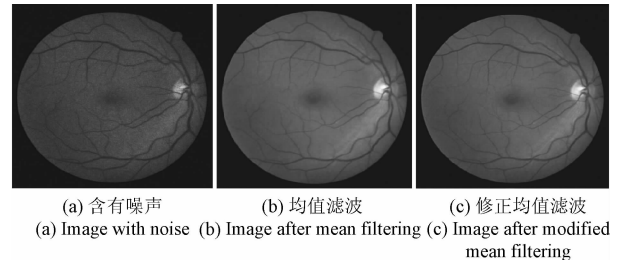


图2 估计图像 \hat{I}_0

Fig. 2 Estimated image \hat{I}_0

为了降低图像中亮度不均对血管分割的影响, 利用获得的对比度变化估计值 \hat{C}_0 对图像进行多次迭代处理, 减弱对比度变化的影响, 并在每次迭代中使用修正的均值滤波进一步消除噪声的干扰。实验发现, 随着迭代次数增加, 算法的性能会快速提升后趋于平稳, 如图3所示。

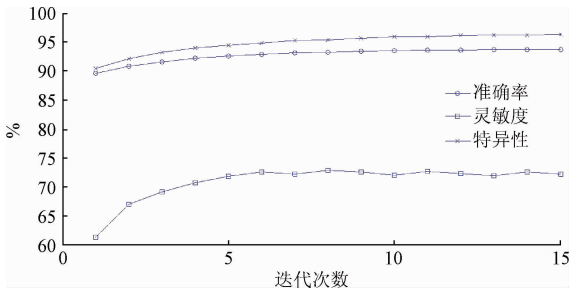


图 3 迭代次数与性能指标的关系

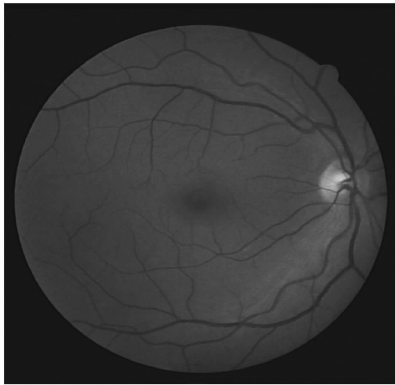
Fig. 3 The relationship between iterations and performance index

将迭代后获得的眼底图像与原图像作亮度归一化变换,消除亮度的影响,突出边缘沿信息。归一化处理后获得标准化眼底图像 R_0 ,消除亮度不均衡的干扰,前景与背景像素灰度值基本分离,可以选择合适的阈值区分眼底图像中的前景与背景,实现眼底图像的血管分割提取。

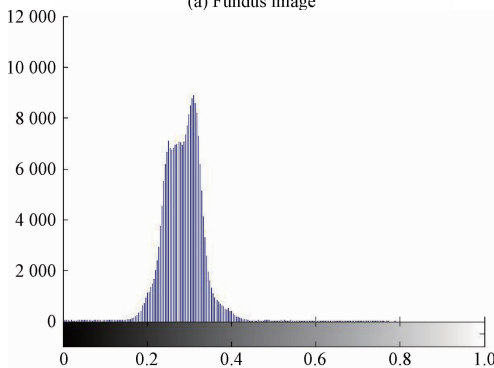
$$R(x,y) = \log \frac{I^N(x,y) + 1}{I(x,y) + 1} \quad (15)$$

$$R_0(x,y) = \frac{R(x,y) - R_{\min}}{R_{\max} - R_{\min}} \quad (16)$$

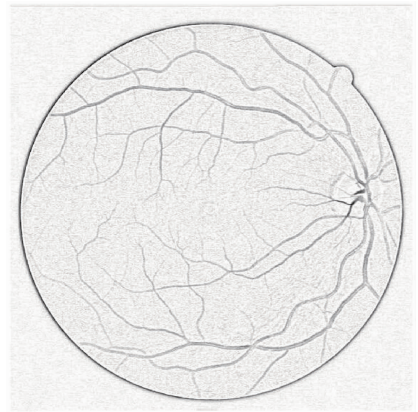
式中: $I^N(x,y)$ 表示经过 N 次迭代处理后的眼底图像, R_{\max} 和 R_{\min} 为整幅图像中像素灰度的最大值与最小值,归一化使处理后的眼底图像 $R_0(x,y)$ 的灰度值在 $[0,1]$ 范围内。眼底图像及其直方图如图 4 所示。



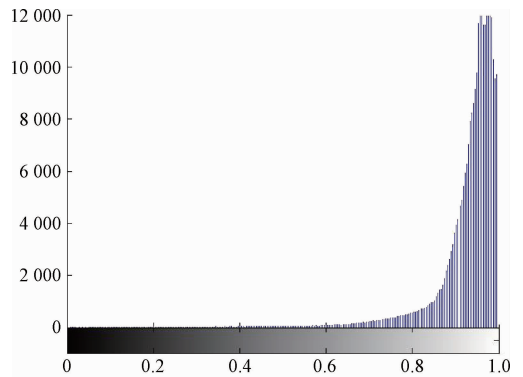
(a) 眼底图像
(a) Fundus image



(b) 眼底图像直方图
(b) Histogram of fundus image



(c) 归一化眼底图像
(c) Normalized fundus image



(d) 归一化眼底图像直方图
(d) Histogram of normalized fundus image

图 4 眼底图像及其直方图

Fig. 4 Fundus image and its histogram

3 血管分割的自动阈值优化

在获得亮度归一化眼底图像 R_0 后,需要通过设定阈值准确分离图像的前景和背景部分,实现眼底血管分割。提出利用对比度估计值 \hat{C} 中的统计值表征归一化眼底图像 R_0 中前景和背景部分所占的比例。利用马氏距离 d_M 对 \hat{C}_0 进行判断统计,如式(17)。其中, μ_C 和 σ_C 分别表示对比度变化估计值 \hat{C}_0 的均值和均方差。统计 $d_M < k$ 的像素点所占整幅图像大小的比例 η ,根据实验设定 $k = 1$ 。

$$d_M = \left| \frac{\hat{C}(x,y) - \mu_C}{\sigma_C} \right| \quad (17)$$

通过计算 \hat{C}_0 的 d_M 求出的比例 η ,用以表征标准化眼底图像 R_0 中背景部分所占的比例。在标准化眼底图像 R_0 中,背景部分的灰度值大于前景部分。利用直方图方法,自动计算出灰度值 t ,使得标准化图像中灰度值大于 t 的像素点数量在整幅图像中所占比例达到 η 。此时自动计算得到的 t 即是眼底图像血管的分割阈值。

通过眼底图像自身的灰度分布和对比度变化自动选择分割阈值,可以克服固定阈值的局限性,减少不同图像的自身特点对方法可用性的影响。用自动求得的分割阈值 t 对标准化图像 R_0 进行二值化处理,再进行中值滤波消除噪声点,实现眼底图像的血管分割,如图 5 所示。

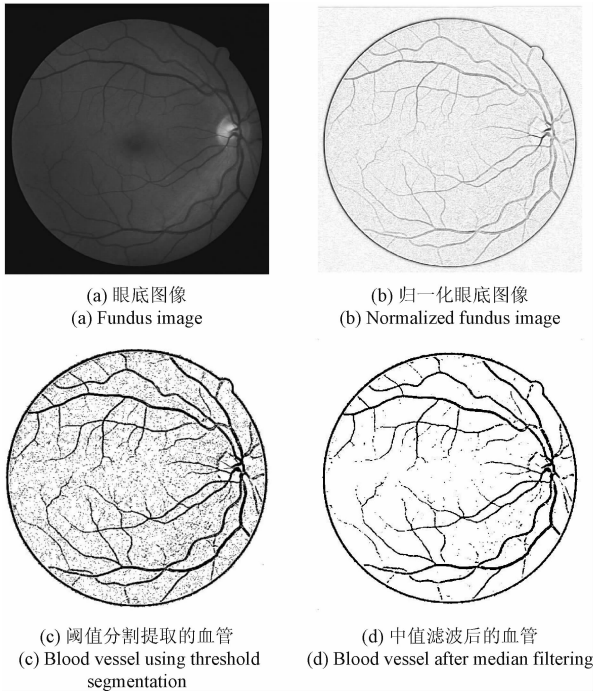


图 5 眼底图像及血管分割

Fig. 5 Fundus image and blood vessel segmentation

4 实验结果与数据分析

4.1 数据库与性能指标

在公开的眼底图像数据库 DRIVE (digital retinal images for vessel extraction)^[12]上运行并比较算法的有效性。该库中有 40 幅彩色眼底图像,且配有专家手动分割的结果,是衡量眼底视网膜血管分割性能好坏的常用数据库。

同时需要一个有效的性能评价指标来判断血管分割方法是否有效可行。将利用算法自动分割血管的结果和专家手动分割的标准进行逐点比较,计算准确率 (Acc)、灵敏度 (Sn) 和特异性 (Sp),作为衡量方法性能指标。Acc 表示分割正确的像素点占整个图像像素点总和的比例,Sn 表示分割准确的血管点占标准血管点总和的比例,Sp 表示分割正确的背景点占标准背景点总和的比例^[13]。

4.2 算法性能比较与分析

根据前文描述的公式,按步骤完成算法的仿真测试。眼底图像进行标准化处理,可以利用卷积和滤波的方法实现各种算法,快速、高效。根据眼底图像对比度变化的估计值自动设定血管分割阈值,结合标准化处理,可以对具有不同特点的眼底图像进行有效的血管分割。

在 DRIVE 图像库中选择 4 幅具有明显不同特点的眼底图像,直观评估本文提出方法的有效性,在表 1 显示眼底图像、预处理结果和血管分割结果。对于不同亮度和病变特征的眼底图像,标准化处理可以很好地克服亮度干扰,有效分离目标图像,能较为准确地提取眼底血管的主要成分,对微小血管不够灵敏。

在 DRIVE 眼底图像数据库平台运行本文提出的眼底血管分割方法,统计其灵敏度、特异性和准确率 3 个性能指标,并与其他几种典型的眼底血管分割方法性能进行比较,如表 2 所示。其中文献[7]是基于匹配滤波的眼底血管分割方法,文献[14-15]是基于机器学习的眼底血管分割方法。

从几种眼底血管分割方法的性能指标可以看出本文提出的方法有较高的灵敏度,特异性和准确率稍低。比较具体方法的步骤流程,文献[15]使用卷积神经网络实现特征提取,用随机森林集成作为分类器,虽然性能优良,但是运算复杂度较高。而本文方法主要使用卷积和滤波的方法对眼底图像进行处理,具有高效率,低复杂度,易实现的优点。预处理模型和血管分割都受噪声的影响,滤波去噪性能不足,并且数据库中部分图像质量较差,病变程度较大,在一定程度上削弱了本文算法的性能。

5 结论

眼底图像的视网膜血管分割,是近年计算机辅助诊断研究领域的热点,匹配滤波是眼底血管分割的一种快速、高效的方法。本文提出了一种基于匹配滤波和自动阈值优化的眼底血管分割方法,首先通过预处理对眼底图像进行亮度归一化处理,可以将各种不同特点的眼底图像转换为特征突出,亮度均衡的图像,克服了视盘、背景干扰,并通过自动优化分割阈值,实现眼底血管的提取。在公开的眼底图像数据库上运行验证方法的性能,能以较低的运算复杂度、较高的运算效率获得较好的分割效果,在运算精确度和计算复杂度上取得很好的折中。但是眼底图像的质量和病灶特征对血管分割造成一定的困难,为血管分割提出了新的要求和挑战,在后续的研究中进一步探讨。

表 1 不同特点的标准化眼底图像和血管分割

Table 1 The fundus images of different features and blood vessel segmentation



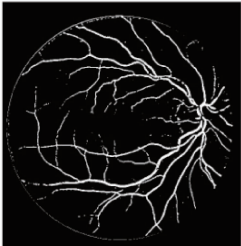

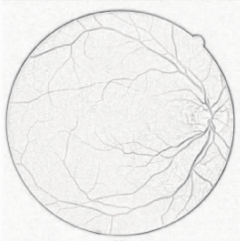
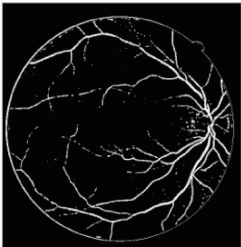

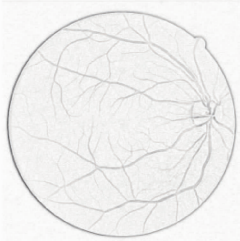
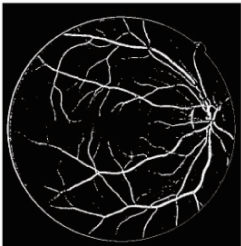

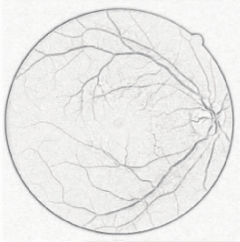
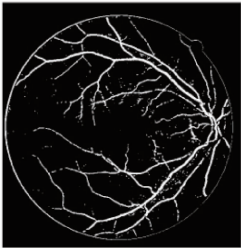
编号	眼底图像	标准化眼底图像	血管分割
2			
7			
19			
37			

表 2 眼底血管分割性能比较

Table 2 Comparison of the performance of fundus vessel segmentation

方法	灵敏度 S_n	特异性 S_p	准确率 Acc	数据库
文献[7]	0.712 0	0.972 4	0.938 2	DRIVE
文献[14]	0.686 7	0.982 4	0.950 0	DRIVE
文献[15]	0.817 3	0.973 3	0.976 7	DRIVE
本文方法	0.766 3	0.931 1	0.917 4	DRIVE

参考文献

[1] 中华医学会眼科学会眼底病学组. 我国糖尿病视网膜病变临床诊疗指南(2014年)[J]. 中华眼科杂志,

2014, 50(11):851-865.

Chinese academy of medical science society of the ocular fundus disease group. Clinical diagnosis and treatment guidelines for diabetic retinopathy in China(2014) [J]. Chinese Journal of Ophthalmology, 2014, 50 (11) : 851-865.

[2] WINDER R J, MORROW P J, MCRITCHIE I N, et al. Algorithms for digital image processing in diabetic retinopathy [J]. Computer Medical Imaging and Graphics, 2009, 33(8):608-622.

[3] MARÍN D, AQUINO A, GEGÚNDEZ-ARIAS M E, et al. A new supervised method for blood vessel segmentation in

- retinal images by using gray-level and moment invariants-based features [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2011, 30(1):146-158.
- [4] 朱承璋, 邹北骥, 向遥, 等. 彩色眼底图像视网膜血管分割方法研究进展[J]. *计算机辅助设计与图形学学报*, 2015, 27(11):2046-2057.
- ZHU CH ZH, ZOU B J, XIANG Y, et al. A survey of retinal vessel segmentation in fundus images[J]. *Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics*, 2015, 27(11):2046-2057.
- [5] CHAUDHURI S, CHATTERJEE S, KATZ N, et al. Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1989, 8(3):263-269.
- [6] HOOVER A, KOUZNETSOVA V, GOLDBAUM M. Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, 19(3):203-210.
- [7] ZHANG B, ZHANG L, ZHANG L, et al. Retinal vessel extraction by matched filter with first-order derivative of Gaussian [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2010, 40(4):438-445.
- [8] LI Q, YOU J, ZHANG D. Vessel segmentation and width estimation in retinal images using multiscale production of matched filter responses [J]. *Expert Systems With Applications*, 2012, 39(9):7600-7610.
- [9] FORACCHIA M, GRISAN E, RUGGERI A. Luminosity and contrast normalization in retinal images [J]. *Medical Image Analysis*, 2005, 9(3):179-190.
- [10] PARK Y K, PARK S L, KIM J K. Retinex method based on adaptive smoothing for illumination invariant face recognition [J]. *Signal Processing*, 2008, 88(8):1929-1945.
- [11] 陈健, 郑绍华, 余轮, 等. 基于方向的多阈值自适应中值滤波改进算法 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2013, 27(2):156-161.
- CHEN J, ZHENG SH H, YU L, et al. Improved algorithm for adaptive median filter with multi-threshold based on directional information [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrument*, 2013, 27(2):156-161.
- [12] STAAL J, ABRAMOVIĆ M D, NIEMEIJER M, et al. Ridge-based vessel segmentation in color images of the retina [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2004, 23(4):501-509.
- [13] FRAZ M M, REMAGNINO P, HOPPE A, et al. Blood vessel segmentation methodologies in retinal images—a survey [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2012, 108(1):407-433.
- [14] FRANKLIN S W, RAJAN S E. Computerized screening of diabetic retinopathy employing blood vessel segmentation in retinal images [J]. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2014, 34(2):117-124.
- [15] WANG S, YIN Y, CAO G, et al. Hierarchical retinal blood vessel segmentation based on feature and ensemble learning [J]. *Neurocomputing*, 2015, 149(B):708-717.

作者简介



曹新容, 2005年于厦门大学获得学士学位, 2009年于厦门大学获得硕士学位, 现为福州大学博士研究生, 闽江学院讲师。主要研究方向为医学信息工程与图像处理。

E-mail: cxxmu@163.com

Cao Xinrong received B. Sc. and M. Sc. both from Xiamen University in 2005 and 2009, respectively. He is a lecturer at Minjiang University and Ph. D. candidate at Fuzhou University now. His research interests include medical information engineering and image processing.



余轮, 1982年于福州大学获得学士学位, 1985年于福州大学获得硕士学位, 现为福州大学教授, 博士生导师。主要研究方向为医学图像处理, 无线通信。

E-mail: yulun@fzu.edu.cn

Yu Lun received B. Sc. and M. Sc. both from Fuzhou University in 1982 and 1985, respectively. He is professor and Ph. D. supervisor at Fuzhou University now. His research interests include medical image processing and wireless communication.