文章编号:1007-2780(2010)06-0884-06

人眼像差校正仪视网膜微血管图像拼接

张传胜,邵春雷
(中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所 激光与物质互相作用国家重点实验室,
吉林 长春 130033,E-mail:zhangchuansheng20031201@sina.com)

摘 要: 针对液晶人眼像差校正仪拍摄的小视场视网膜血管图像的拼接算法进行了研究。通过对传统的 Harris 特征角点算法的改进,解决了该算法在低对比度、小视场视网膜血管图像处理中定位精度较差、需要三次高斯平滑而导致计算量相对较大以及对噪声比较敏感的缺点。然后将配准好的图像进行融合,实现了视网膜血管图像快速、准确的无缝拼接,扩大了视网膜的观测区域,为医务人员的诊治判断提供了更准确的信息。

关 键 词: 视网膜血管;图像拼接;人眼像差校正
中图分类号: O439;TH703 **文献标识码:** A

Image Stitching of Retinal Micro Blood Vessel for Human Eye Aberration Correction System

ZHANG Chuan-sheng, SHAO Chun-lei
(*State Key Laboratory of Laser Interaction with Matter, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Science, Changchun* 130033, *China*, *E-mail*: *zhangchuansheng*20031201@*sina.com*)

Abstract: This paper presented an image stitching algorithm of small view-of-field (VOF) retinal micro blood vessel grabbed with liquid crystal human eye aberration correction system. After improving the traditional Harris characteristic angle method, the following disadvantages were avoided for processing low contrast and small VOF retinal blood vessel: poor positioning precision, cubic Gauss flattening, relatively large calculation quantities, and sensitive to noise. With the presented method, the retinal micro blood vessel can be stitched fast and accurately, which increases the observation field to large extent and provides more accurate information for doctors.

Key words: retina; image stitching; human eye aberration correction

1 引 言

人眼视网膜是人类认知世界的视觉传感器,视网膜疾病往往会导致患者视力下降。眼科疾病如白内障等常伴有视网膜损伤。人体其他部位的疾病,如糖尿病、高血压、脑血管硬化、冠状动脉粥样硬化等心脑血管疾病在病变的各个时期也都能在视网膜上反映出来。眼底视网膜微血管是人体惟一可以非创伤性直接观察的较深层的微血管,因此视网膜的清晰观察对人体疾病的检查具有重要意义。眼底镜是常用的医学检查仪器,但是由于人眼本身的像差,使用眼底镜无法进行视网膜细微结构的高分辨观察。为了校正人眼像差,人们把应用在天文观测领域内的自适应技术应用在

收稿日期: 2010-05-21; **修订日期:** 2010-06-29
作者简介: 张传胜(1966—),男,黑龙江牡丹江人,副研究员,主要从事脉冲气体激光器及其脉冲功率源技术等方面的研究。

眼底视网膜观测中[1-5]，通过测量-控制-校正的反馈回路实时校正人眼的像差，可以对视网膜细微结构进行高分辨的观察[6-8]。

通常医生依据眼底图像判断疾病时，需要在可能发生病变的地方仔细观察，以便确定患者的具体病因。但是，眼底相差校正系统拍摄的视网膜微血管图像视场通常比较小，一般为 150 μm 左右，在这个范围内，很难直接发现视网膜是否产生病变；即便发现异常，由于人眼抖动和系统存在噪声，也需要对其他区域进行细致的观察和对比才能判断病情。在这种情况下，很难一次完成整个采集判断的全过程，通常需要多次重复才可能找到可以判断的视场区域，并且可重复性很差。眼底相差校正系统用来照射人眼视网膜是 570 nm 的激光光源，这个波段的激光对人眼的刺激非常大，而一次对视网膜曝光的时间一般为 10 ms，这个过程如果多次重复可能会造成实验对象短时致盲。因此，像传统的眼底镜那样，通过后续的手动拼接形成大视场视网膜图像的方式显然不适合这种视场有效信息少、实验难以重复、实验对象难以长时间坚持的情况，需要设计一种自动且快速的方法来完成视网膜微血管图像的拼接[9-12]。

2　特征点匹配

在眼底视网膜观测中应用自适应技术的光学系统如图 1 所示。

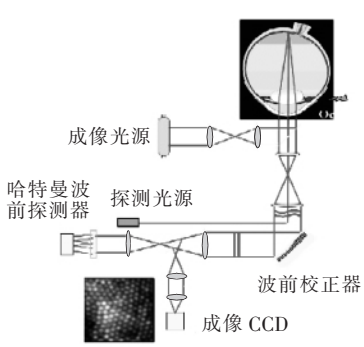

图 1　自适应光学系统的原理图

Fig. 1　Schematic diagram of a liquid crystal adaptive optics system

图像的拼接是通过图像的配准和融合的手段来完成的。图像配准目前主要有基于灰度和基于图像特征两种处理方法。由于基于图像特征的处理方法鲁棒性能良好，因此得到广泛应用。目前研究较多的基于图像特征的配准方法是抽取角点作为特征点，包括 SUSAN 角点算法和 Harris 角点算法。

所谓角点，就是指在至少两个方向上灰度变化都比较大的点。在实际图像中，如图像轮廓的拐角、直线或曲线的端点都可以理解成拐点。因为这种拐点所包括的信息量大，因此在图像的配准中使用很广泛。

传统的 Harris 角点算法在应用于视网膜微血管图像时存在一些问题：

(1)视网膜图像的对比度低，其角点检测的效果并不好，尤其是在明暗渐变区有很多角点无法被检测出来；

(2)视网膜图像角点的定位精度较差；

(3)每个像素点都需要 3 次高斯滤波平滑，计算量较大，导致实时性不高；

(4)视网膜微血管图像的噪声频率较高，很多时候容易把噪声当成角点，抗噪性差。

我们使用传统 Harris 角点算法对视网膜微血管图像进行了特征点检测，结果如图 2 所示。

为了改善 Harris 算法在处理视网膜微血管

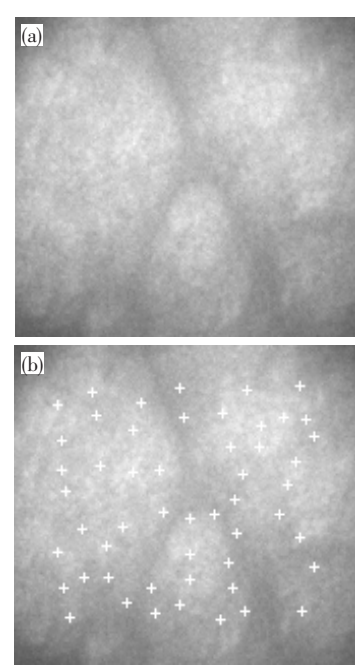

图 2　视网膜微血管图像及其特征点.(a)原始图像；(b)特征点图像.

Fig. 2　Retinal micro blood vessel image and its characteristic spots. (a) Original image; (b) Characteristic spots on the image.

图像的这些缺点，我们使用由粗略到精细的检测策略对算法加以改进。

首先是改善梯度计算因子，在计算图像 X 和 Y 方向的梯度时，标准的 Harris 方法采用的梯度算子如式(1)所示。

$$f_x = \begin{bmatrix} -1,0,1 \\ -1,0,1 \\ -1,0,1 \end{bmatrix}$$
$$f_y = f_x^T \tag{1}$$

这样设定计算比较简单，但很容易受到噪声干扰，对图像目标角点提取时误差较大。通过实验验证，我们采用了如式(2) 所示的改进后的梯度算子，通过增加中心点位置的重要性进而实现一定程度的平滑，对噪声有一定的抑制作用。

$$f_x = \begin{bmatrix} -0.8, & 1.9, & 0.8 \\ -0.8, & 1.9, & 0.8 \\ -0.8, & 1.9, & 0.8 \end{bmatrix}$$
$$f_y = f_x^T \tag{2}$$

然后，将图像在长、宽方向各缩小一倍，得到面积缩小到原来 1/4 的图像。新图像中的每一点对应于原图像上的 4 个点灰度的均值。先计算新图像上的特征角点，再将得到的角点对应到原图像上，并以该角点为中心，扩展出一个范围。在该范围内寻找灰度变化的绝对和最大的点作为角点的精确位置。如图 3 所示。

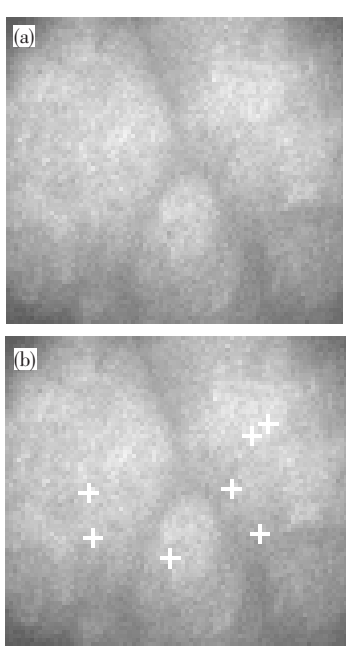

图 3 压缩的微血管图像及其特征点.(a)压缩的原始图像;(b)压缩图像的特征点.

Fig. 3 Compressed retinal micro blood vessel image and its characteristic spots. (a) Compressed original image; (b) Characteristic spots on the compressed image.

改进后的算法在一定程度上既提高了角点的定位精度，又减少了计算量。另外，在原图像上选取 4 点灰度取平均值的做法相当于低通滤波的过程，也提高了这种算法的抗噪声性能。压缩前后微血管图像特征点图像对比如图 4 所示。

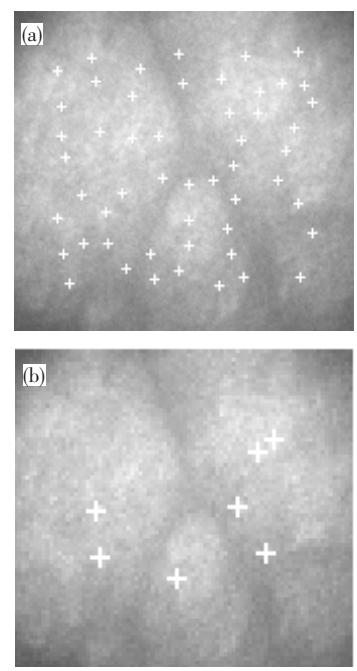

图 4 压缩前后微血管图像特征点图像对比.(a)原始图像特征点;(b)缩放后图像特征点.

Fig. 4 Comparison of characteristic spots on the original and compressed images. (a) Characteristic spots on the original image; (b) Characteristic spots on the zoomed image.

从图 4 中可以看出，改进后图像的角点数量减少，但由于过滤掉了很多背景区域的伪点，所以其检测质量有所提高；同时，改进后算法增强了抵抗噪声的能力，而且计算量也减小了一些。改进前的图 2 提取 Harris 角点耗时 101 ms，改进后的图 4 提取 Harris 角点耗时为 57 ms，计算效率有一定提高。

3 图像配准

提取两幅视网膜血管的特征点后，下一步就要进行这两幅图像的特征点匹配。两幅视网膜图像的特征点匹配，就是在满足一定平移关

系的同一视网膜区域的两幅图像中建立点与点之间的对应关系，匹配的准确与否对后续的拼接有很大影响。传统的单向匹配法在可靠性方面受到一定制约，难以实现精确匹配。本文在单向匹配法的基础上进行了改进，提出了视网膜微血管图像块区域相关双向匹配算法，获得了更好的匹配效果。

设定 $M=(x_m,y_m)$，$N=(x_n,y_n)$ 分别是图像 $I_1(x,y)$ 和 $I_2(x,y)$ 的特征点，那么 M 和 N 之间的互相关函数可以表示为：

$$S(M,N)=\frac{1}{\delta_1\delta_2(2K+1)^2}\sum_{i=-K}^{K}\sum_{j=-K}^{K}[I_1(x_\pi+i,y_\pi+j)-\mu_1][I_2(x_n+i,y_n+j)-\mu_2] \tag{3}$$

式中 K 表示匹配的范围，δ_1 和 δ_2 表示在匹配范围内的各自图像的灰度方差，μ_1 和 μ_2 表示在匹配范围内的各自图像的平均灰度。

在图像匹配时，对第一幅图像中的任意一个特征点 M，与第二幅图像中位于以 M 点坐标值为中心的 $A\times B$ 匹配范围内的所有特征点计算互相关值。A 和 B 通常取第二幅图像的 1/4 高度和 1/4 宽度，这是因为匹配范围不能过大，过大则计算量大；匹配范围又不能过小，过小无法提供足够的候选特征点。

对于第二幅图像中的候选特征点 N 而言，如果同时满足如下的两个条件，就认为 M 点和 N 点匹配：

(1)在第一幅图像的特征点 M 与第二幅图像匹配范围内所有特征点进行匹配时，N 是互相关函数 $S(M,N)$ 值最大的点。

(2)$S(M,N)$ 大于 0.83，这是通过实验得出的在视网膜微血管图像中比较好的阈值。

这种方式对于视网膜微血管图像的配准还存在一些问题，有可能出现第一幅图像中的多个点与第二幅图像中的 1 个点匹配。这是因为视网膜血管图像的背景区域的比例比较大，并且背景区域的灰度比较单一，所以容易出现分别对应不同背景区域的点在计算后相互匹配的情况，为此要建立更为可靠的匹配方式。

采用以上算法找到 M 和 N 两个匹配点后，以第二幅图像中的特征点 N，与第一幅图像中位于以 M 点坐标值为中心的 $A\times B$ 匹配范围内的所有特征点计算互相关值。A 和 B 通常取第一幅图像的 1/6 高度和 1/6 宽度。找到第一幅图像中与第二幅图像的 N 点匹配的特征点 T，如果 T 就是 M，那么就认为 M 和 N 的匹配度确实比较高。然后，使用分别以 M 和 N 为中心，扩展成 30×30像素的小块域 M_1 和 N_1，计算这两个小块域的归一化互相关函数。如果计算结果大于 0.9，就认为 M 和 N 这两个点就是两幅图像中互相匹配的点对。

由于拍摄的视网膜图像一般都是平移关系，没有旋转或拉伸的效应，因此两个点空间映射关系满足如下等式：

$$\begin{bmatrix}X\\Y\end{bmatrix}=k\begin{bmatrix}x\\y\end{bmatrix}+b \tag{4}$$

x 和 y 是第一幅图像的参考坐标系，X 和 Y 是第二幅图像的参考坐标系。当找到这样一对匹配点后，计算出 k 和 b 的相对位置，然后就可以计算出第二幅图像在第一幅图像的参考坐标系中的位置，进而把两幅图像拼接起来。但为了保险起见，通常要计算 3 对匹配点，求出 3 组不同的 k 和 b，然后通过最小二乘法进行拟合，这样可以得到更为准确的对应关系。

4　图像融合

对于图像的重叠部分，还需要进行融合以消除明显的拼接线。这里采用了简单的加权平滑算法，该算法的主要思想是：重叠区域的像素点的灰度值由两幅图像中对应点的灰度值加权平均得到，即：

$$P_{\text{重叠区}(x,y)}=\alpha P_{I_1}+(1-\alpha)P_{I_2} \tag{5}$$

其中 α 是可调因子，经实验在视网膜血管图像中，一般取 0.7。把一幅完整的视网膜微血管图像按照图 5 所示的转眼方式拆开，进行模拟实验，实验流程如图 6 所示。

我们在 OpenCV 模拟实验平台进行了实验，把事先分割好的 12 个小图像输入到平台中，开启拼接选项进行实验，实验结果如图 7 所示。

整个模拟实验用了 5.3 s，实时性一般，不能实现同步采集和拼接。这主要是因为在图像配准时，为了实现高精度匹配耗费了大量的时间。另

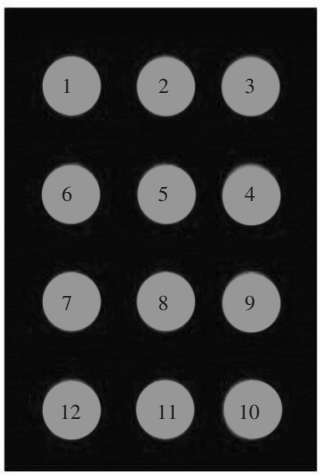

图 5 转眼方式

Fig. 5 The way of eye rotation

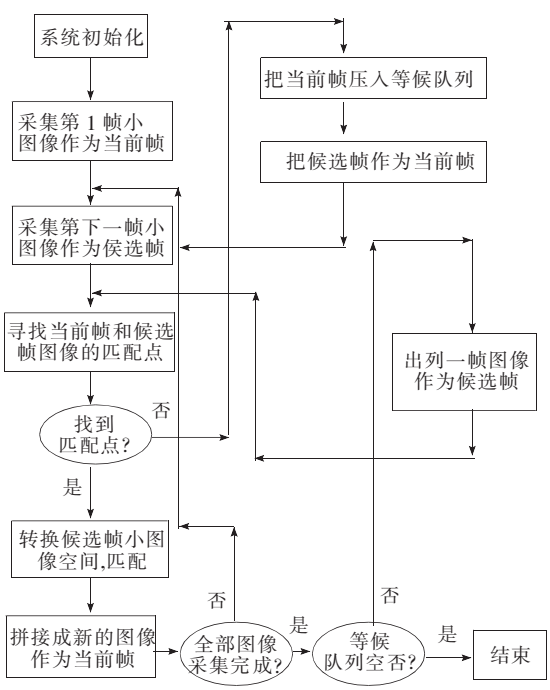

图 6 拼接算法流程

Fig. 6 Flow chart of image stitching method

外从图中也可以看出,拼接后图像的左上部白色箭头所指处存在鬼影,说明算法在图像融合方面存在局限性。可见,自动拼接算法在一定程度上可以快速准确地拼接视网膜微血管图像,如果需要更大的视场图像,可以按照一定规律拍摄更多的小视场图像。多次试验表明,该算法具有良好的稳定性,但随着图像拼接规模的增大,计算的时间会增加很多。

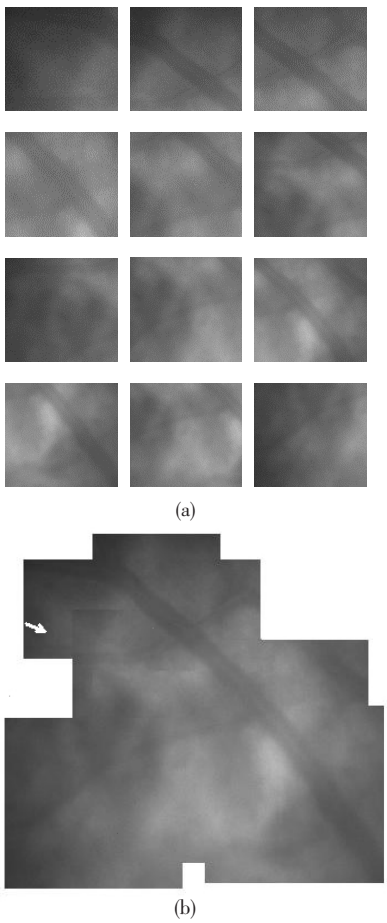

图 7 OpenCV 模拟实验把小视场图像拼接成大视场图像.(a)拼接前的 12 个小视场图像;(b)拼接后的视网膜微血管图像.

Fig. 7 Image stitching based on OpenCV. (a) 12 small VOF images before stitching; (b) Retinal micro blood vessel after stitching.

5 结 论

设计了基于人眼像差校正仪的视网膜微血管图像的拼接算法,使系统能自动快速地拼接所拍摄的图像序列。相对于原来的一个个分散的小视场微血管图像,使用该算法的人眼像差校正系统在可观测性上前进了一大步,满足了医务人员观测视网膜大视场区域的需求。但是该算法为了实现拼接的准确性,在一定程度上加大了算法的复杂度,使得拼接过程耗时较长,对处理的实时性有一定影响。如果需要进一步提高计算速度,可以在该系统中应用 DSP 数字信号处理器。

参 考 文 献：

[1] Babcock H W. The possibility of compensating astronomical seeing [J]. *Publ Astron. Soc. Pac.*, 1953, 65: 229-236.

[2] Ling N, Zhang Y, Rao X, *et al*. Small table top adaptive optical systems for human retinal imaging [J]. *SPIE*, 2002, 4825: 99-108.

[3] Liang J, Grimm B, Goei Z S, *et al*. Objective measurement of the wave aberration of the human eye with the use of a Hartman-Shark wave-front sensor [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1994, 11: 1949-1957.

[4] Fernandeze J, Artal P. Membrane deformable mirror for adaptive optics performance limits in visual optics [J]. *Optics Express*, 2003, 11(9): 1056-1069.

[5] 曹正林，廖文和，沈建新. Zernike 多项式拟合人眼波前像差的一种新算法 [J]. 光学 精密工程，2006，14(2)：308-314.

[6] 刘伯晗，张健，吴丽莹. 液晶空间光调制器的纯相位调制特性研究 [J]. 光学 精密工程，2006，14(2)：213-217.

[7] Cao Z L, Xuan L, Hu L F, *et al*. Effects of the space-bandwidth product on the liquid-crystal kinoform [J]. *Opt. Express*, 2005, 13(14): 5186-5191.

[8] Cao Z L, Mu Q Q, Dovillaire G, *et al*. Effect of the twisted alignment on the liquid crystal wave-front corrector [J]. *Liquid Crystals*, 2007, 34(10): 1227-1232.

[9] Chutatape O, Guo L F. A modified Hough transform for line detection and its performance [J]. *Pattern Recognition*, 1999, 32: 181-192.

[10] Illingworth H, Kittler J. A survey on the Hough transforms [J]. *Computer Vis Graph Image Processing*, 1998, 44: 87-116.

[11] 王力，唐璡，许海柱. 一种基于 Harris 角点检测的快速瞳孔定位方法 [J]. 液晶与显示，2008，23(1)：87-90.

[12] 黄彬彬，唐璡. 一种新的人脸图像中眼睛定位方法 [J]. 液晶与显示，2009，24(2)：278-282.

物理量量值表示法

物理量量值必须用阿拉伯数字表示。按规定，阿拉伯数字后的单位必须使用我国法定计量单位，在非普及性的科技书刊中，还应使用单位的国际符号。例如：1 m，5 d，12 m^2，4 A，2 000 m^3/s，273 K，100～150 kg，30 多 V，400 余 t 等。

在非普及性的科技书刊中，非量值情况下也使用单位的国际符号。例如："速度的单位为 m/s"，"每 mL 溶液……"等，只要不会引起误解，单位的国际符号可以用于一切使用单位的场合。

对于非物理量的量词前面的数字，一般也应使用阿拉伯数字，包括整数一至十。例如：1 支铅笔，2 台电视，3 组数据。

组合单位加词头的规则

a. 通过单位相乘构成的组合单位，通常词头加在第 1 个单位前面。例如：N·s 加词头 k，应为 kN·s。但常见的法定单位中有 2 个单位例外。一个是电阻率的单位 Ω·m，通常写成 kΩ·m，MΩ·m，但当加词头 c 时，则要写成 Ω·cm；另一个是货运量单位"吨公里"写成 t·km 。

b. 通过单位相除或相乘除（分数形式）构成的组合单位，词头一般加在分子的第 1 个单位前，分母一般不加词头。例如：摩尔熵单位 J/(mol·K)加词头 k，应写成 k J/(mol·K)，不能写成 J/(mmol·K)，虽然 kJ/(mol·K)＝ J/(mmol·K)，但 J/(mmol·K)是不规则的。

c. 一般不在组合单位的分子分母同时加词头。

d. 组合单位的分母为长度、面积、体积单位或分子为 1 时，分母可按习惯与方便选用某些词头。

e. 质量单位 kg 例外。