

doi: 10.3788/gzxb20124110.1236

基于局部血管结构特征的眼底图像二级配准

沈奔^a, 张东波^{a,b}, 彭英辉^a

(湘潭大学 a. 信息工程学院; b. 智能计算与信息处理教育部重点实验室, 湖南 湘潭 411105)

摘 要:提出了一种结合全局配准和局部配准技术的眼底图像二级配准算法,该算法采用 4 个相连的分叉点组成的局部血管结构来代替单独的分叉点作为配准特征,通过减少配对点集,提高了配准效率.同时针对非线性形变造成的局部配准偏移较大的问题,在全局配准基础上进一步采用局部配准技术,提升了配准的准确度.实验结果表明,该算法以很高的配准效率和准确度有效实现了眼底图像的配准.

关键词:局部特征;分叉点;分叉结构;特征提取;配准

中图分类号: TP391.4

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2012)10-1236-6

0 引言

视网膜眼底图像是糖尿病、高血压、青光眼等疾病的重要诊断依据,由于成像角度、成像环境、成像设备的机理不同等,导致不同模态和时间的眼底图像间差异很大,图像空间位置也会发生一定的偏移,因此稳定的图像特征在配准时会起到重要作用.由于血管能基本延伸覆盖整个眼底图像,其树状结构所形成的血管显著特征点有分叉点、端点、交叉点,由于端点不能够稳定观测,交叉点在血管细化时容易误判为分叉点,因此分叉点成为重要的配准特征点^[1-3].

基于特征的眼底图像配准,主要有区域匹配和点匹配两种方式.区域匹配将图像中所有特征信息作为一个整体,同时通过最大化两幅图像相似性测度找到配准模型变换参量^[4-5].由于受巨大搜索空间的限制,以及在采用变换模型时,如果存在不一致匹配点,算法易陷入局部最小解,因此基于区域的配准算法不太适用于实时的眼底图像配准.

在眼底图像的特征点配准方面,国内外已经提出了一些可行的方法.其关键在于找到两幅待配准图像的配对点集,文献[6]采用分叉点的分支角度信息衡量配对点之间的匹配概率,由于角度信息不一定能确定唯一的配对点,文献[7]采用分级策略(由粗略的平移变换模型到精细的二次模型),通过逐步求精的思想解决这一问题.该思想在文献[8]的迭代最近点算法(Iterative Closest Point, ICP)中得到进

一步推广,特征点位置、分支角度等信息被用作配对点的相似性测度,通过由简单到复杂,局部到全局的求解策略最终确定最优的变换模型.而文献[9]则考虑通过穷举策略,计算所有可能的配对点集,并最终找到误差最小的变换模型,其缺陷在于计算量太大,尤其是特征点规模较大时问题较为严重.文献[10]采用视乳头质心和血管交叉点作为特征点,利用 ICP 算法和奇异值分解算法(Singular Value Decomposition, SVD)相结合的办法来对眼底图像进行配准,其缺陷在于难以精确提取交叉点,且存在匹配速率方面的问题.

如果能够以较少的时间代价找到稳定可靠的配对特征,则基于特征点配准的眼底图像配准算法将在配准效率和准确度上获得显著改善,文献[1-10]一般只考虑单个特征点的信息,而其中角度信息通常为有限的离散值,因此难以保证找到唯一的和可靠的配对点.本文介绍了一种基于局部血管结构特征的配对方法,分叉结构不再以单独的特征点来描述,而是采用一组相邻的分叉点组成的局部结构来表示^[11].而相邻分叉点之间的归一化角度和长度信息作为局部血管结构的特征信息,其一方面通过特征点组合极大减少了配对点集,另一方面由于这些特征信息具有平移、旋转、尺度不变性和一定的抗形变能力,因此能够以较少的时间代价找到可靠的配对特征,提高了配准的效率.在此基础上,针对非线性形变造成的局部配准偏移较大的问题,本文结合全局和局部配准技术,进一步提升了配准的准确度.

基金项目:国家自然科学基金(No. 60835004)、湖南省科技厅项目(No. 2012FJ3113)和湖南省教育厅科研项目(No. 10B109)资助

第一作者:沈奔(1986-),男,硕士研究生,主要研究方向为模式识别与智能信息处理. Email: shenben124@126.com

导 师:张东波(1973-),男,教授,博士,主要研究方向为模式识别与图像处理. Email: zhadonbo @yahoo.com.cn

收稿日期: 2012-05-07; **修回日期:** 2012-07-19

1 基于局部结构特征的二级配准算法

1.1 单独点配对的问题及分叉结构提取

由于血管结构对几何变换和照明具有鲁棒性, 因此依据血管网络所提取的特征点是较为可靠的特征点, 其主要有: 端点、分叉点(三分支)、交叉点(四分支). 由于分叉点是最可靠的特征点, 因此我们只选取分叉点作为配准特征点.

在配准前, 首先要确定配对点集, 普通的点配对通常只考虑分叉点的角度信息, 由于提取的角度信息一般为离散值, 例如规定 24 个角度方向, 则角度分辨率为 15°, 分叉点的三个分支角度满足 $\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 = 360^\circ$ 且 $\theta_1, \theta_2, \theta_3 \in \{15^\circ, 30^\circ, 45^\circ, \dots, 360^\circ\}$ 的前提下, 总共有 48 种, 因此在配准图像有超过 100 个分叉点时, 肯定有分叉点至少能找到两个以上配对点, 这使后续配准变换计算成为病态问题, 可能造成配准失败或配准准确度较差.

为避免单独的点配对所产生的问题, 本文以局部分叉结构来代替单独的分叉特征点, 即在某区域内以某分叉点为中心, 沿血管分支找出与其相邻的三个分叉点, 从而构成一个局部分叉结构(如图 1). 这样的分叉结构实际上实现了分叉特征的组合, 其一方面大大减少了待配准点集数目, 另一方面可利用的信息有角度和距离, 因此分叉结构的可分辨性远大于单独的特征点, 错配的可能性大大降低.

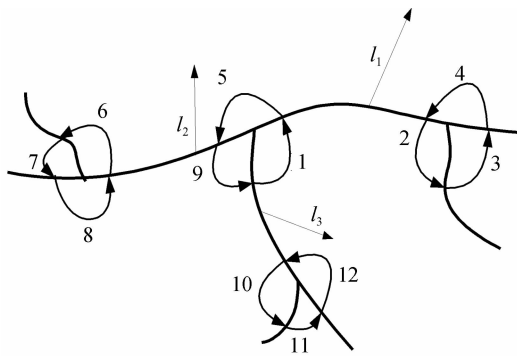


图 1 局部结构特征示意图
Fig. 1 Schematic diagram of local structural features

图 1 给出了一个局部分叉结构, 该分叉结构可以由血管长度 l_1, l_2, l_3 和所有分叉点角度 $\theta_1 \sim \theta_{12}$ 表示. 提取分叉结构前, 先计算每个分叉点三条血管分支方向. 以任意分叉点 q (设其坐标为 (x_0, y_0)) 为中心构造一个 7×7 的邻域, 血管分支和邻域边界的交点坐标设为 $(x_j, y_j), j = 1, 2, 3 \dots$, 则通过式(1)、(2)求得血管分支方向.

$$\beta_j = \arctan \frac{dy}{dx} \quad (dy = y_j - y_0, dx = x_j - x_0) \quad (1)$$

由于 \arctan 取值在 $[-90^\circ, 90^\circ]$ 范围, 所以实际血管方向由式(2)根据 dy 和 dx 的正、负情况进行调整.

$$\alpha_j = \begin{cases} \beta_j & (dy \geq 0, dx \geq 0) \\ \beta_j + 180^\circ & (dy \geq 0, dx \leq 0) \\ \beta_j + 180^\circ & (dy \leq 0, dx \leq 0) \\ \beta_j + 360^\circ & (dy \leq 0, dx \geq 0) \end{cases} \quad (2)$$

式(2)计算出来的血管方向估计值 α_j 最终需离散成 24 个可能取值, 也就是说把 360° 分成了 24 个离散值, 每个相邻值相差 $360^\circ/24 = 15^\circ$. 则分叉点的三个角度值信息可通过式(3)计算.

$$\theta_1 = \alpha_2 - \alpha_1, \theta_2 = \alpha_3 - \alpha_2, \theta_3 = \alpha_1 - \alpha_3$$
$$\theta_i = \begin{cases} \theta_i + 360 & \theta_i < 0 \\ \theta_i & \theta_i \geq 0 \end{cases} \quad (i = 1, 2, 3) \quad (3)$$

分叉点之间的血管长度可以通过欧氏距离来表示. 通过归一化, 可以获得具有平移、旋转和尺度不变性的长度和角度信息. 长度归一化为

$$l'_1 = \frac{l_1}{l_1 + l_2 + l_3}, l'_2 = \frac{l_2}{l_1 + l_2 + l_3}, l'_3 = \frac{l_3}{l_1 + l_2 + l_3} \quad (4)$$

角度归一化为

$$\theta'_i = \theta_i / 360^\circ \quad (5)$$

l_1, l_2, l_3 按从大到小顺序排列, 相应角度按顺时针方向排列, 则图 1 所示的分叉结构可由式(6)的 15 维向量唯一表示.

$$S = [l'_1, \theta'_1, \theta'_2, \theta'_3, \theta'_4, l'_2, \theta'_5, \theta'_6, \theta'_7, \theta'_8, l'_3, \theta'_9, \theta'_{10}, \theta'_{11}, \theta'_{12}] \quad (6)$$

找出参考图像和待配准图像中所有分叉结构, 假设参考图像和待配准图像分别有 m 和 n 组分叉结构, 参考图像和待配准图像第 i 和第 j 个分叉结构分别用 S_i, S_j 表示. 则两者的相似性可以通过式(7)计算. 该式通过求向量 S_i, S_j 之间对应的 15 个分量差的绝对值的和 S_{ij} 来找到最佳配对分叉结构, 和越小表示相对应的两个分叉结构越相似.

$$S_{ij} = \text{sum} |S_i - S_j| \quad (i = 1, 2 \dots m; j = 1, 2 \dots n) \quad (7)$$

由于实际配准模型大多采用仿射变换, 仿射变换所要求的最少配对点数是三对, 在所有 S_{ij} 中选取 3 到 4 个最小值, 然后找出其对应的局部结构 S_i, S_j , 并分别获取其构成局部血管结构的相应的分叉点坐标, 从而获得配对的分叉特征点.

1.2 伪分叉特征点去除

为了获得可靠的分叉点, 有必要对不能稳定观测的伪特征点进行去除. 特征点提取之前本文采用数学形态学的方法进行血管细化, 由于血管过粗或者血管中心反射等原因使细化骨架偏离中心线, 导致原本血管交叉点可能误判为距离接近的多个分叉点, 如图 2(b)标记为 A 的位置(交叉点被误判为分叉点), 因此距离过于接近的分叉点不是可靠的分叉特征点. 另外如果分叉点的某分支的长度过短, 如标

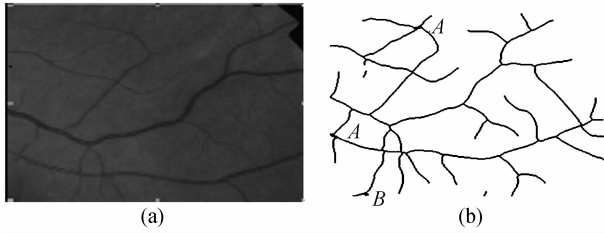


图 2 (a) 视网膜眼底图像; (b) 视网膜血管图

Fig. 2 Retinal fundus; (b) retinal vascular map

记 B 的位置(分支长度过短的分叉点), 这样的分叉点也应当去除。

伪分叉点的去除可以简单的通过邻域窗口的操作来处理. 以任意分叉点 q 为中心构造一个 $2r \times 2r$

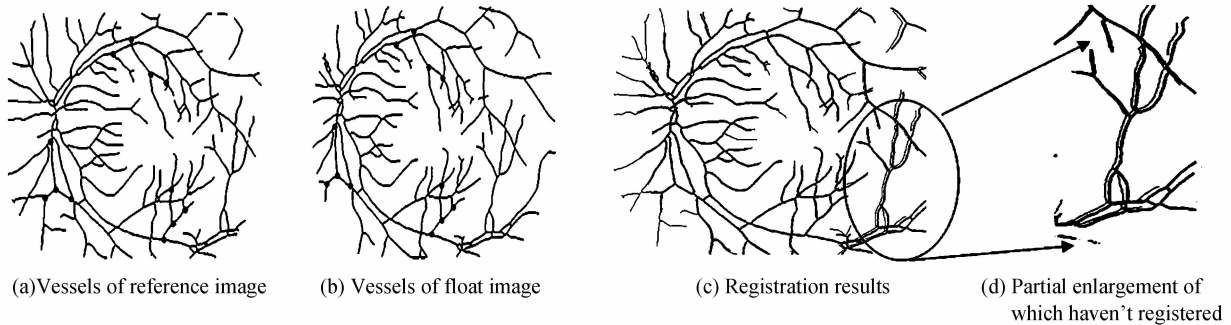


图 3 配准结果

Fig. 3 Registration results

图 3(c) 是图 3(a) 和 (b) 两幅血管的配准结果, 由图可知血管基本已经配准成功, 但在右下角部分(图 3(d) 所示) 可以看出有部分血管错位, 并没有完全重叠在一起, 也就是说这部分区域并没有实现精确配准. 这是由于图像的非线性形变, 使得参考图像和待配准图像间不同区域间的变换参量不尽相同, 而对待配准图像进行几何变换时, 我们通常采用的是统一的变换参量, 这导致图像上远离配准点的区域出现配准偏差. 全图逐点完全精确配准在实际图像中难以实现, 其在坐标位置, 方向矢量上往往会有很小的偏差. 例如在图 3(a) 中参考图像和待配准图像相对应的分叉点完全匹配(无像素点和方向矢量上的偏差)上的只有 15 对, 其他的或多或少存在一定的偏差, 最少的有 1 个像素点偏差, 最多的达到了 5 到 6 个像素. 我们认为像素偏移小于 3 的都算已经配准, 即设定矩形界定盒(界定盒以任意参考图像分叉点为中心), 假如一对特征点在这个界定盒内, 则说明其已经配准.

为了解决局部血管图配准偏差过大这种情况, 本文在全局初步配准基础上再引入局部配准技术, 对未精确配准区域进行局部精细配准, 未精确配准局部区域精细配准步骤如下:

1) 分别在参考图像和进行配准变换后的图像上

的矩形窗, 矩形窗边界与血管相交的像素数目为 3 的分叉点可以保留, 否则去除.

图 2(a) 中原本含有 112 个分叉点, 本文 r 取为 2, 经处理后, 只剩下 95 个分叉点.

1.3 基于局部特征点的局部精细配准

图 3(a)、(b) 分别是两幅待配准图像血管结构细化图, 其分别可以提取出 59 和 56 组分叉结构, 通过式(7), 选取最相似的 3 组配对局部结构(见图中黑色标记点), 根据这几组分叉结构特征点代入仿射变换模型^[12], 求取变换参量, 然后根据求得的变换参量对图像进行配准.

对所有提取出来的分叉特征点进行坐标比对, 找出未匹配上的分叉点.

2) 在原参考图像上标记出这些分叉点, 然后以其中任一个点为中心, 划定 $(M/P) \times (N/P)$ 的矩形区域, 其中图像的大小为 $M \times N$, 在不超出图像范围的情况下, P 为一确定数值, 一般取 4 或 5, 假如这个区域中有 k (k 大于等于 4) 个分叉点未匹配上, 则说明这部分局部区域未匹配上, 需进行局部精细配准.

3) 在未精确匹配的区域中和原参考图像上找出一组最差配准分叉结构, 这可以通过计算其分叉结构的相似性测度实现, 即寻找该区域 S_j 最大的局部分叉结构, 然后根据该局部分叉结构获得对应配准分叉特征点的坐标.

4) 根据局部重新提取的配对点, 再次利用仿射变换模型求取变换参量, 然后对原参考图像和待配准图像进行局部精细配准.

5) 上述过程可以多次反复执行, 直到配准准确度不再有明显改善为止. 具体配准流程图如图 4.

图 5(a) 和 (b) 为图 3(a) 和 (b) 再次提取配对特征点的结果. 其中 A, B, C, D 和 A_1, B_1, C_1, D_1 分别为参考图像和待配准图像重新提取的局部配对分叉特征点.

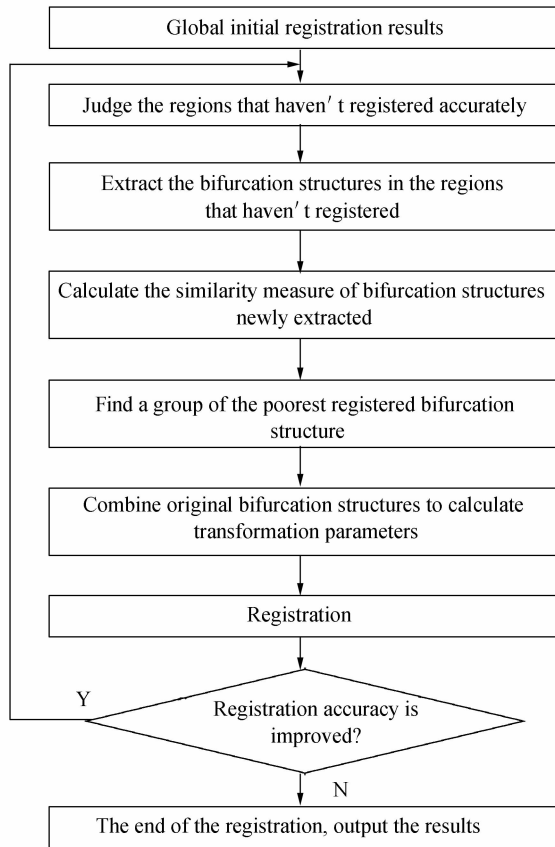


图4 局部精细配准处理流程
Fig. 4 Local fine registration processing

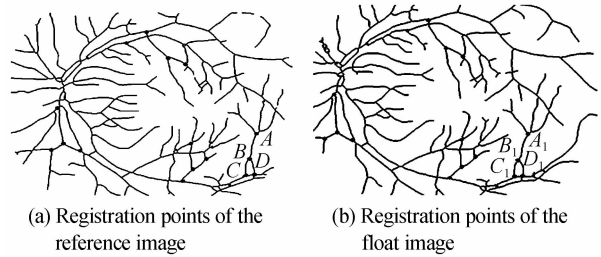


图5 未配准局部区域重新配对
Fig. 5 New registration with areas which haven't registered

图6(a)为图5(a)和(b)两幅图像局部精细配准后的结果,比较图3(c)、(d)与图6(a)、(b)可知,经过局部精细配准后,两幅图像的配准准确度得到明显改善.

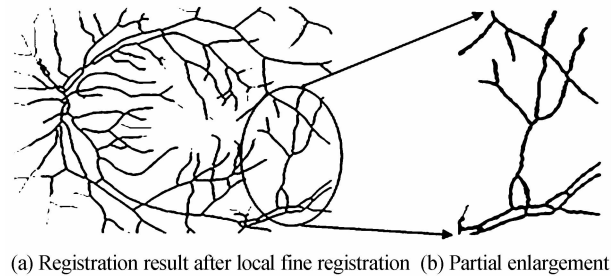


图6 最终配准结果
Fig. 6 Final registration results

基于局部血管结构特征的眼底图像配准算法同样适用于发生大面积病变后眼底图像的配准,由于

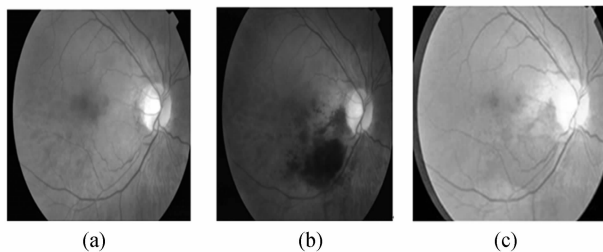


图7 (a)参考图像;(b)待配准图像(病变图像);(c)眼底图像融合图;(d)参考图像配准点;(e)待配准图像配准点;(f)配准结果

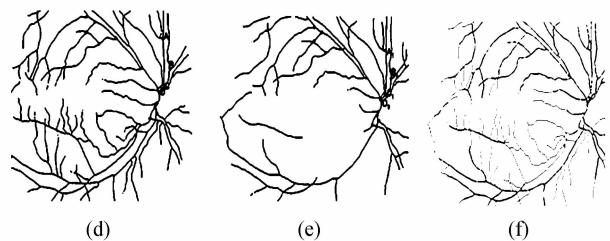


Fig. 7 (a)Reference image;(b)float image(the lesion image);(c)fusion map of the retinal fundus;(d)registration points of the reference image;(e)registration points of the float image;(f) registration results

大面积病变造成血管重要特征点缺失,造成点配对问题难度加大,从而使基于单独点配准的方法失败的可能性大大增加,而局部血管分叉结构由于反映的是部分血管的结构,通常情况下我们总能在非病变区域找到能够配对的局部分叉结构,从而完成图像的配准.图7为一幅参考图像和其待配准的病变图像的配准融合结果,其中A、B、C、D和A₁、B₁、C₁、D₁分别为参考图像和待配准图像新提取的配准点.

2 实验结果与分析

为验证本文方法的性能,观察了单独特征点配准方法和手动配准方法与本文方法的实验结果.文

献[13]采用分叉点作为特征点,依据特征点的角度信息来衡量参考图像特征点与待配准图像特征点相似性来实现特征点配对,并采用界定盒的方法来对配准准确度进行评价,实验中界定盒设为4个单位.吉林大学计算机图形学实验室研究人员采集了300个不同年龄,不同性别,不同职业的人的眼底图像,并分别在不同的时间对每人采集了10幅眼底图像.配准结果为:有64.2%眼底血管特征点重合率低于50%;有97.4%的人的眼底血管特征点重合率低于70%;有99.96%的人的眼底血管特征点重合率低于90%.该方法与本文方法相比,由于其以分叉点作为配准点,其在特征点配对上所花的时间较长,从而导致配准时间很长,计算机在同一机型的情况下,

采用该方法所花的时间是 603 s,而本文方法在是 25 s(实验采用计算机 CPU 为 Intel Pentium2,主频为 2.4G,内存为 1 G)。

手动配准就是人工选取几组配准点,理论上来说,只要人为配对的坐标精确度够高,人工配准应该具有理想的配准准确度,但实际由于人为操作失误,或非线性形变等原因,人工配准准确度并不理想.实验中,由于血管较粗,人为定位血管中心时,往往因判断失误,在不同区域均会产生一定偏移,从而导致人为定位的血管分叉点坐标位置有偏差.为减低人为误差,在选取配准点后,可以通过特征点提取算法精确定位特征点坐标^[11],因此本文比较了两种手动配准算法的结果(图 8,表 1、2),其中图 8(a)为通过算法精确求取特征点坐标值(记为手动方

法 1)的配准结果,图 8(b)为人工读取特征点坐标值(记为手动方法 2)的配准结果.



图 8 (a)精确求取配准点坐标值的配准结果;(b)人工读取配准点坐标值的配准结果
Fig. 8 (a) Registration results when calculated the coordinate of the registration points accurate;(b) registration results when artificial read the coordinate of the registration points

表 1 界定盒评价指标比较结果

Table 1 The comparison results which use the define box evaluation index(%)

	Matching image 1	Matching image 2	Matching image 3	Matching image 4
Manual method 1	83.23	79.31	78.22	78.36
Manual method 2	8.01	5.23	6.58	9.25
The first registration based on global feature structure	79.23	78.15	78.25	80.67
Local fine registration	85.32	85.56	84.27	83.45

表 2 像素偏差以及时间评价指标比较结果

Table 2 The comparison results of the pixel deviation evaluation index and registration time

	Matching image 1	Matching image 2	Matching image 3	Matching image 4	Mean matching time/s
Manual method 1	2.128 5	2.379 8	2.386 9	1.997 6	65
Manual method 2	9.185 6	10.235 6	10.458 7	8.452 7	85
The first registration based on global feature structure	2.015 2	2.479 3	2.358 6	1.998 5	20
Local fine registration	1.976 3	2.378 5	2.237 7	1.976 7	25

实验采用界定盒和像素偏移误差以及配准时间这三种评价指标对配准方法进行了评价.其中像素偏移误差是指在图像配准后,通过求取参考图像与待配准图像中对应的分叉点坐标位置偏差值.其中界定盒边长采用 5 个像素长度,通过找出界定盒内匹配的分叉点的个数来对配准准确度进行评价.

手动配准和本文方法配准采用的图像数据集来源于荷兰格罗宁根大学 UMCG 医学中心,其总共包含了 40 对彩色眼底图像,每一对来自同一眼睛,图像尺寸 1 360×1 024,其中四对眼底图像的比较结果如表 1 和表 2 所示.

从比较结果可知,人为读取配对点坐标(手动方法 2)配准效果很差,而手动方法 1 配准准确度虽然较高,但由于没有进行局部配准,其配准准确度和本文全局第一次配准准确度相当,这从表 2 中像素偏差评价指标中可以明显观察到.而本文第一次配准结果在经过局部精细配准后,配准准确度有显著提

高,这在界定盒和像素偏差指标评价中都有所体现.

另外,在配准时间上,手动方法 1 中寻找配对点需要花费大量的时间,而手动方法 2 需要花费时间去人工标记配对点,所以所花的配准时间比较多,而本文局部精细配准是在全局第一次配准的时间上进行的,花费的时间相应的会比全局第一次配准所花时间更多,但是增加的时间有限,只多花了 5 s.因此本文方法在配准准确度和配准效率上都要优于手动配准方法.

利用局部分叉结构对眼底图像进行配准的另外一个优势是其具有良好的抗平移、旋转,尺度缩放特性,图 9(a)为一幅眼底图像的血管图(参考图),图 9(b)为其缩放到原来的 60%,然后顺时针旋转 90°,再向下平移 200 个像素,向右平移 100 个像素后所得的结果,图 9(c)为其配准结果,从图可知,在发生这种大幅变形,且交叠区域很小的情况下,本文方法也能进行精确配准.

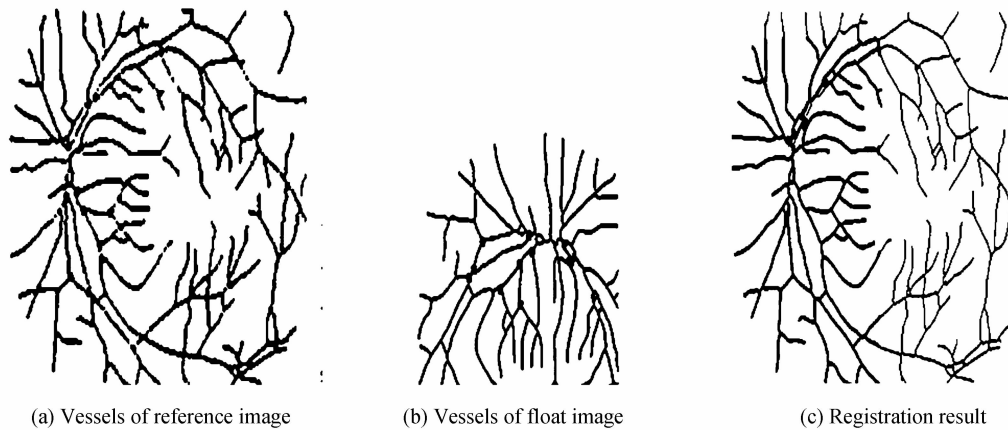


图9 大幅变形且交叠区域很小的情况下的配准示例

Fig. 9 Example of the situation when the image deformed largely and has a small overlap region

3 结论

针对常用点配准方法所存在的问题,本文采用的局部血管结构通过减少配对点集,提高了特征点配对的效率和成功率.同时针对局部配准偏移较大的问题,结合全局配准和局部精细配准技术,提升了配准的准确度.实验结果验证了本文方法的有效性,其在病变图像上也能取得满意的配准效果,同时该方法具有良好的抗平移、旋转,尺度缩放特性.

参考文献

- [1] MATSOPOULOS G K, ASVESTAS P A, MOURAVLIANSKY N A, *et al.* Multimodal registration of retinal images using self organizing maps[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2004, **23**(12): 1557-1563.
- [2] FERNANDES M, GAVET Y, PINOLI J C. A feature-based dense local registration of pairs of retinal Images [C]. VISAPP: Proceedings of the 4th International Conference on Computer VISION Theory and Applications, 2009.
- [3] TAHA H M, BENDARY N E, HASSANIEN A E, *et al.* Retinal feature-based registration scheme[J]. *Communications in Computer and Information Science*, 2011, **252**(1): 26-36.
- [4] 游嘉.眼底图像融合的研究及系统实现[D].重庆:重庆大学, 2011.
- [5] RITTER N, OWENS R, COOPER J, *et al.* Registration of stereo and temporal images of the retina [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, **18**(5): 404-418.
- [6] CHOE T E, COHEN I, LEE M, *et al.* Optimal global mosaic generation from retinal images [C]. 18th International Conference on Pattern Recognition, 2006, **3**: 681-684.
- [7] CAN A, STEWART C, ROYSAM B, *et al.* A feature-based, robust, hierarchical algorithm for registering pairs of images of the curved human retina[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2002, **24**(3): 347-364.
- [8] STEWART C V, TSAI C L, ROYSAM B. The dual-bootstrap iterative closest point algorithm with application to retinal image registration [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, **22**(11): 1379-1394.
- [9] LALIBERTE F, GAGNON L, SHENG Yun-long. Registration and fusion of retinal images-An evaluation study [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, **22**(5): 661-673.
- [10] 张波.基于ICP和SVD的眼底图像配准研究[D].长春:吉林大学,2009.
- [11] CHEN L, ZHANG X L. Feature-based image registration using bifurcation structures[C]. Brussels, 2011: 2169-2172.
- [12] 王鑫.图像配准理论及其算法研究[D].哈尔滨:哈尔滨工程大学,2005.
- [13] 韩松涛.眼底图像的血管特征分析[D].长春:吉林大学, 2010.

Two-stage Retinal Fundus Image Registration Based on Local Blood Structure Features

SHEN Ben^a, ZHANG Dong-bo^{a,b}, PENG Ying-hui^a

(a. College of Information Engineering; b. Key Laboratory of Intelligent Computing & Information Processing (Ministry of Education), Xiangtan, Hunan 411105, China)

Abstract: A two-stage registration algorithm combining global registration and local registration technology is proposed. In this algorithm, bifurcation structures with 4 connected bifurcation points rather than single bifurcation points are used as the registration features. By reducing pairing points, the efficient of registration is improved. Moreover due to non-linear deformation, there are some registration errors appear in some local region. To solve this problem, a local registration technology is introduced according to the global registration results, which improve registration precision. Experiment results show that the algorithm effectively achieve fundus image registration with higher efficient and precision.

Key words: Local feature; Bifurcation point; Bifurcation structure; Feature extraction; Registration