

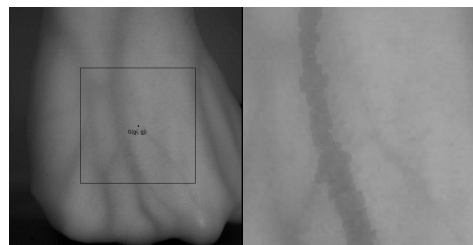


DOI: 10.12086/oe.2018.180066

基于静脉灰度值特征的图像分割算法研究

王定汉, 冯桂兰*, 王 雄, 吴羽峰, 邓毛华

中国计量大学光学与电子科技学院, 浙江 杭州 310018



摘要: 手背静脉图像的采集过程中, 由于图像采集设备、光照、皮下脂肪厚度等因素的影响, 手背静脉图像的对比度比较低, 同时图像噪声严重影响静脉提取。针对此问题, 本文提出了一种基于静脉灰度值特征的图像分割与对比度增强算法。首先提取 ROI(有效的感兴趣区域)和对 ROI 进行维纳滤波; 然后采用新的图像分割算法对静脉图像进行静脉提取, 利用 8-邻接内边界跟踪方法和形态学处理方法对静脉二值图像进行去噪; 最后将 ROI 与去噪后的图像进行加权叠加得到对比度增强的静脉图像。实验结果表明, 通过采用基于静脉灰度值特征的图像分割算法可以很好地获取到静脉脉络, 最终可以获得高对比度的静脉图像。

关键词: 手背静脉图像; 图像分割; 8-邻接内边界跟踪; 图像加权叠加

中图分类号: TP391.41

文献标志码: A

引用格式: 王定汉, 冯桂兰, 王雄, 等. 基于静脉灰度值特征的图像分割算法研究[J]. 光电工程, 2018, 45(12): 180066

Research on image segmentation algorithm based on features of venous gray value

Wang Dinghan, Feng Guilan*, Wang Xiong, Wu Yufeng, Deng Maohua

College of Optical and Electronic Technology, China Jiliang University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China

Abstract: In the process of collecting hand vein images, due to the influence of image acquisition equipment, illumination and subcutaneous fat thickness, the contrast of hand vein images is relatively low. Meanwhile, vein extraction is seriously affected by image noise. To solve this problem, an algorithm of image segmentation and contrast enhancement based on features of venous gray value is proposed in this paper. Firstly, effective region of interest (ROI) is extracted and filtered through Wiener filtering. Secondly, a new image segmentation algorithm is obtained to extract vein image. The venous binary image is denoised by an 8-adjacent inner boundary tracking method and morphological processing. Finally, contrast-enhanced venous images are obtained by weight stack of the ROI and denoised images. The experiments results show that intravenous veins can be obtained perfectly by using the image segmentation algorithm based on features of venous gray value. Moreover, the high contrast venous images can be obtained.

Keywords: hand vein image; image segmentation; 8-adjacent inner boundary tracking; image weighted superposition

Citation: Wang D H, Feng G L, Wang X, *et al.* Research on image segmentation algorithm based on features of venous gray value[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2018, 45(12): 180066

收稿日期: 2018-02-02; 收到修改稿日期: 2018-07-02

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61505192); 浙江省自然科学基金资助项目(LQ15F050004)

作者简介: 王定汉(1990-), 男, 硕士研究生, 主要从事图像处理的研究。E-mail: 1120353556@qq.com

通信作者: 冯桂兰(1977-), 女, 博士, 教授, 主要从事光电仪器集成, 图像处理及其应用的研究。E-mail: fengguilan@cjl.edu

1 引言

静脉穿刺注射药物是临床治疗中最常见的治疗方式，但是由于不同患者的皮下脂肪的厚度不同以及年轻医务人员静脉穿刺的经验少，很容易造成静脉穿刺失败。利用血管中的血红蛋白对 850 nm 近红外光线具有很强的吸收特性^[1]为理论基础的手背静脉凸显技术，其在医疗领域中的辅助治疗具有非常重要的现实意义和市场前景。

由于采集到的手背静脉图像的对比度比较低且静脉脉络与皮肤区域之间的界限模糊，造成了图像分割后产生许多虚假静脉信息，因此手背静脉图像的对比度增强与分割成了研究重点。蔡超峰等^[2]采用了直方图均衡化方法及其改进方法对手背静脉图像的对比度进行了增强，杨晓鹏等^[3]在运用局部直方图化的方法增强对比度的基础上采用 NiBlack 方法对静脉图像进行分割；Hua-Bin Wang 等^[4]先采用了 Retinex 方法对手背静脉图像的对比度进行增强，然后确定固定阈值 0.67 对增强对比度后的图像进行分割，胡学友^[5]则是在 Retinex 方法的基础上采用动态全局阈值法对图像进行二值化；王镇东等^[6]则直接采用 NiBlack 方法对手背静脉图像进行分割。Funt 等^[7]提出了 Retinex 算法在 MATLAB 中实现的方式。以上算法都取得了一定的效果，但是也存在一些不足。本文提出了一种新的图像分割方法——基于静脉灰度值特征的图像分割方法对手背静脉图像进行分割，并与以上文献中提到的方法进行比较。

2 手背静脉图像预处理

2.1 背景和前景区分

最大类间方差法，又名大津法，简称 OTSU^[8]，是一种自适应的阈值确定的方法。通过该方法可得到最佳阈值时，根据式(1)将原图像的前景和背景区分开。

$$f(i, j) = \begin{cases} 1, & F(i, j) > T_0 \\ 0, & \text{else} \end{cases}, \quad (1)$$

式中： $F(i, j)$ 为原图像和背景区分后的图像在点 (i, j) 处的灰度值， $f(i, j)$ 为原图像和前景区分后的图像在点 (i, j) 处的灰度值， T_0 为经过 OTSU 计算后求得的最佳阈值。

2.2 ROI 提取

对背景和前景区分后图像 $f(i, j)$ 从上到下、从左到右进行逐点扫描，计算出手背部分的质心

$G(g_i, g_j)$ ^[9]，其中：

$$\begin{cases} g_i = \frac{1}{g} \sum_{i=0}^h \sum_{j=0}^w (i \times f(i, j)) \\ g_j = \frac{1}{g} \sum_{i=0}^h \sum_{j=0}^w (j \times f(i, j)) \end{cases}, \quad g = \sum_{i=0}^h \sum_{j=0}^w f(i, j), \quad (2)$$

式中： h 、 w 为背景和前景区分后图像的高和宽， g 为手背在图像中所占的像素数。

图像采集设备在采集手背图像的过程中，由于不同人的手背大小不同，因此需要随着静脉图像中手背面积的变化而改变提取 ROI 的面积，经过反复试验，以质心 $G(g_i, g_j)$ 为中心，将 ROI 的像素数 S 设定为手背像素数 g 的 $1/3$ ，就可以得到比较明显的静脉 ROI。

2.3 ROI 图像滤波

维纳(最小均方差)滤波是一种线性的自适应平滑滤波器，其目标是找到未被噪声污染的原始图像的一个均方差估计，使它们之间的均方差最小，在抑制噪声的同时还可以使边缘模糊的图像清晰化，具有很好的滤除噪声能力^[10]。采用 3×3 模板对提取 ROI 后图像进行维纳滤波。

3 静脉图像的分割、去噪和叠加

3.1 静脉图像分割

近红外光线经过手背反射到图像采集设备中时，采集到的手背图像中的静脉部分的灰度值相对于其它区域低很多，形成了“明-暗-明”的特征，根据这一特征画出静脉图像横截线上像素点灰度值的分布。横截线选取第 100 行像素画出灰度值曲线图，其中图 1(a) 为 ROI 提取后的静脉图像，图 1(b) 为 ROI 滤波前灰度值曲线图，图 1(c) 为 ROI 滤波后灰度值曲线图。

图 1(a) 中的横线选取于 ROI 提取后静脉图像的第 100 行，其中 A 点和 C 点位于静脉上，B 点和 D 点是静脉以外的手背区域，将横线上像素点灰度值绘制成曲线图，如图 1(b) 和图 1(c) 所示。通过比较图 1(b) 中矩形框内曲线和图 1(c) 中矩形框内曲线可以看出，ROI 图像经过维纳滤波后，图像灰度值间的突变像素点(即噪声)有明显的减少，但是并没有减少静脉部分的细节信息。

根据图 1 的描述，静脉部分的灰度曲线在 ROI 灰度值曲线上静脉部分的值较小且静脉部分的曲线为凹的特性，由此提出基于静脉灰度值特征的图像分割方法对 ROI 图像进行分割，其原理如图 2 灰度值分布曲线所示，以某一行 i 的局部像素为分析对象。

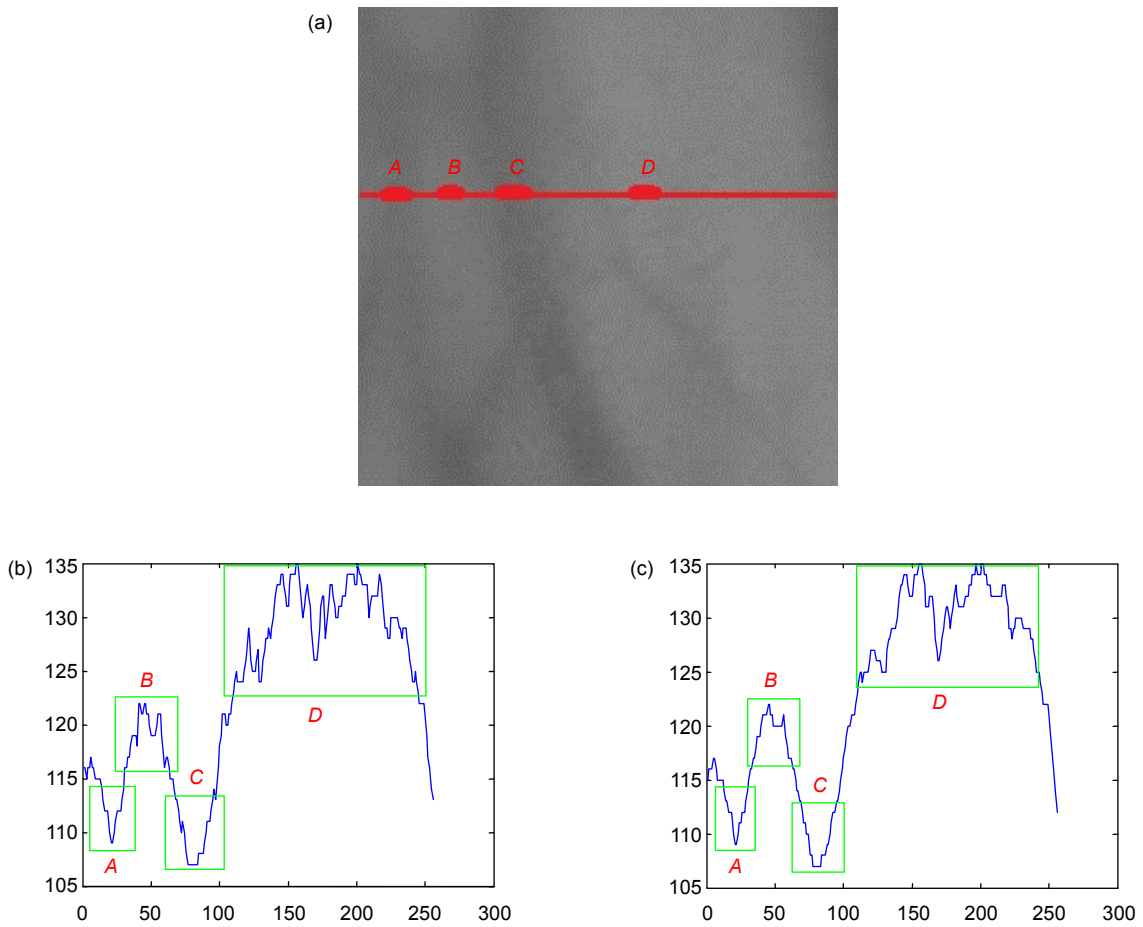


图 1 灰度值曲线图。(a) ROI 图像; (b) 滤波前灰度值曲线图; (c) 滤波后灰度值曲线图
Fig. 1 Gray value curve. (a) ROI image; (b) The gray value curve before filtering; (c) The gray value curve after filtering

图 2 中 A-B-C 部分的曲线表示为静脉部分的灰度值变化, A-B 与 B-C 等距离, 且 A 点灰度值和 C 点灰度值的平均值 B' 比 B 点灰度值大; 图 2 中 C-D-E 部分曲线表示为静脉以外部分的灰度值变化, C-D 与 D-E 等距离, 且 C 点灰度值和 E 点灰度值的平均值

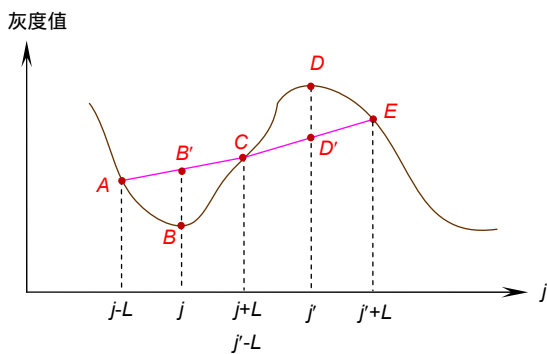


图 2 灰度值分布曲线图
Fig. 2 Gray value distribution curve

D' 比 D 点灰度值小。由此提出式(3)对 ROI 进行图像分割, 提取出静脉脉络。

$$I_m(i, j) = \begin{cases} 255, & \frac{I(i, j-L) + I(i, j+L)}{2} - I(i, j) > K \\ 0, & \text{else} \end{cases}, (3)$$

式中: $I_m(i, j)$ 为分割后二值图像, $I(i, j)$ 为有效区域滤波后图像在 (i, j) 点的灰度值, L 为距离 (i, j) 点的水平步长, K 为判定像素点 (i, j) 是否为静脉部分且 K 值大于零。该式是在水平方向对静脉图像进行分割, 静脉部分的灰度值是由大到小再到大的渐变, 因此 K 值一定的情况下, 分割出来的静脉脉络会变宽, 两边多出的像素数都为 L 左右。虽然该式存在一定的分割误差, 但是静脉的中心位置和分布不会发生改变, 因此在实际应用中并不影响对静脉位置的确定。

3.2 分割后二值图像的去噪

经过分割后的二值图像存在很多噪声, 这些噪声是静脉脉络的虚假信息, 严重影响静脉脉络的判断。

分割后的二值图像中白色部分表示前景，黑色部分表示背景。其噪声分为三种：1) 黑色背景中白色孤立小区域，称之为斑点；2) 白色前景中黑色孤立小区域，称之为孔洞；3) 白色边缘微小凸起和凹陷，称之为毛刺^[6]。

对于斑点和孔洞，采用基于边缘分割的 8-邻接内边界跟踪方法^[11]，内边界搜索结果如图 3 所示，并把边界上每个像素坐标 (H_i, W_i) 及边界上像素数 l 保存下来，当像素数 l 小于设定的像素数阈值时就可以确定当前白色区域为斑点(或当前黑色区域为孔洞)，确定所有像素坐标 (H_i, W_i) 中纵坐标最大值 H_{max} 、纵坐标最小值 H_{min} 、横坐标最大值 W_{max} 和横坐标最小值 W_{min} ，并根据 (H_{min}, W_{min}) 和 (H_{max}, W_{max}) 对方框内灰度值变为 0(孔洞灰度值变为 255) 将斑点变为背景(孔洞变为前景)。

对于毛刺，在去除孔洞后保存下来的静脉图片，对该静脉图片首先进行一次腐蚀，然后对腐蚀后出现的斑点，采用上面去除斑点的方法对斑点进行去除，最后进行膨胀。

3.3 去噪后图像的叠加

提取的 ROI 静脉图像 I_0 的对比度比较低，为了增强 I_0 的对比度，将去噪后的静脉图像 I_c 乘以系数 k ，再与 I_0 乘以系数 α 相加得到静脉对比度增强的图像 I ，表示为

$$I = \alpha I_0 + k I_c, \quad (4)$$

式中： α 、 k 为比例系数， $1 \leq \alpha \leq 1.5$ 、 $-0.4 \leq k < 0$ ，当 $I(i, j) < 0$ 时，令 $I(i, j) = 0$ ，当 $I(i, j) > 255$ 时，令 $I(i, j) = 255$ ，当 $I(i, j)$ 为小数时，进行四舍五入，将 $I(i, j)$ 变为整数。

4 实验结果及分析

手背静脉图像分辨率为 520×540 ，图 4 为原始图像，根据 OTSU 确定的阈值为 75，将图像分为前景和背景，根据式(2)得到的质心 $G(g_i, g_j)$ 和有效区域应有像素数 S 提取的 ROI 的图像，并对该图像在 PC 机上基于 MATLAB 进行维纳滤波后得到滤波后的 ROI 的图像，如图 5 所示。

经过反复实验，当式(3)中的 L 为 8， K 为 1 时得

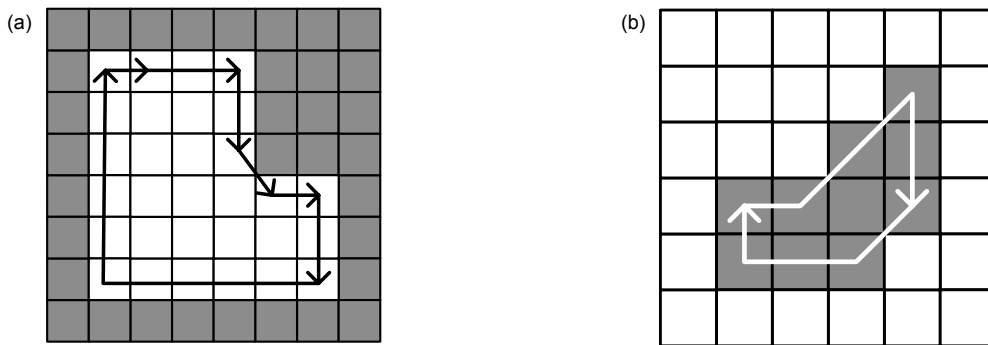


图 3 内边界跟踪示意图。(a) 斑点 8-邻接中的搜索顺序；(b) 孔洞 8-邻接中的搜索顺序

Fig. 3 Internal boundary tracing diagram. (a) The search order in the neighborhood of the dot 8-adjacency; (b) The search order in the hole 8-adjacency

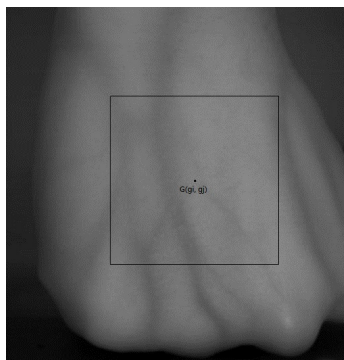


图 4 原始图像

Fig. 4 Original image



图 5 滤波后的 ROI 图像

Fig. 5 Filtered ROI image

到的静脉分割效果图如图 6(a)所示, 其中静脉脉络已经被明显地分割出来, 同时丢失静脉脉络和产生虚假的静脉脉络较少, 但还是存在明显的斑点、孔洞以及毛刺。根据文献[3]中提出的图像分割算法, 对静脉图像先进行子块部分重叠直方图均衡化, 然后运用 NiBlack 进行分割, 得到如图 6(b)所示的二值图像, 图 6(b)与图 6(a)相比较, 其存在更多的噪声且完全看不清静脉脉络的分布。根据文献[4]中提出的图像分割算法, 先对静脉图像进行 Retinex 图像增强, 然后采用固定阈值 0.67 进行阈值分割, 得到如图 6(c)所示的静脉二值图像, 图 6(c)与图 6(a)相比较, 该二值图像中的静脉脉络丢失严重。根据文献[5]中提出的图像分割算法, 先对静脉图像进行 Retinex 图像增强, 然后采用动态全局阈值法进行阈值分割, 得到如图 6(d)所示的二值静脉图像, 图 6(d)与图 6(a)和图 6(c)相比较, 该二值图像中静脉脉络的丢失比图 6(c)的丢失更加严重。根据文献[6]中提出的图像分割算法, 直接对静脉图像进行 NiBlack 动态阈值分割, 得到如图 6(e)所示的二值静脉图像, 图 6(e)与图 6(a)相比较, 其二值静脉图像存在更多的噪声且出现了较多的虚假静脉。相比较于其它分割算法得到的图 6(b)、图 6(c)、图 6(d)和

图 6(e), 本文提出的分割算法在对低对比度静脉图像进行分割得到的图 6(a), 在得到了更多静脉特征的同时并没有丢失静脉特征和产生错误的静脉特征, 并且噪声点也较少, 实现了更好的分割效果。

分割后的图像如图 6(a)所示, 其存在斑点、孔洞和毛刺等噪声。经过反复实验, 当阈值 T 为 300 时, 对图 6(a)进行去噪后得到的静脉二值图像, 如图 7(a)所示。当式(4)中 α 选取 1.2, k 选取 -0.04 时得到了对比度增强的静脉图像, 结果如图 7(b)所示, 较好地凸显出了静脉部分, 且并没有引入噪声和虚假静脉。根据文献[4]中提出的 Retinex 对比度增强算法, 得到对比度增强的静脉图像如图 7(c)所示。图 7(c)与图 7(b)相比较, 其静脉图像的灰度级偏高且静脉图像增强效果不是很明显。根据文献[2]中提出的直方图均衡化及其改进方法, 得到对比度增强的静脉图像, 分别如图 7(d)、7(e)所示, 7(d)和 7(e)分别与图 7(b)相比较, 图 7(d)所示处理后的静脉图像存在大量的噪声, 图 7(e)所示静脉图像非常模糊。本文提出的图像叠加算法得到的图 7(b)相比较于其它图像增强算法得到的图 7(c)、图 7(d)和图 7(e)而言, 更加凸显出了静脉脉络, 同时并没有因算法而出现虚假静脉和噪声点。

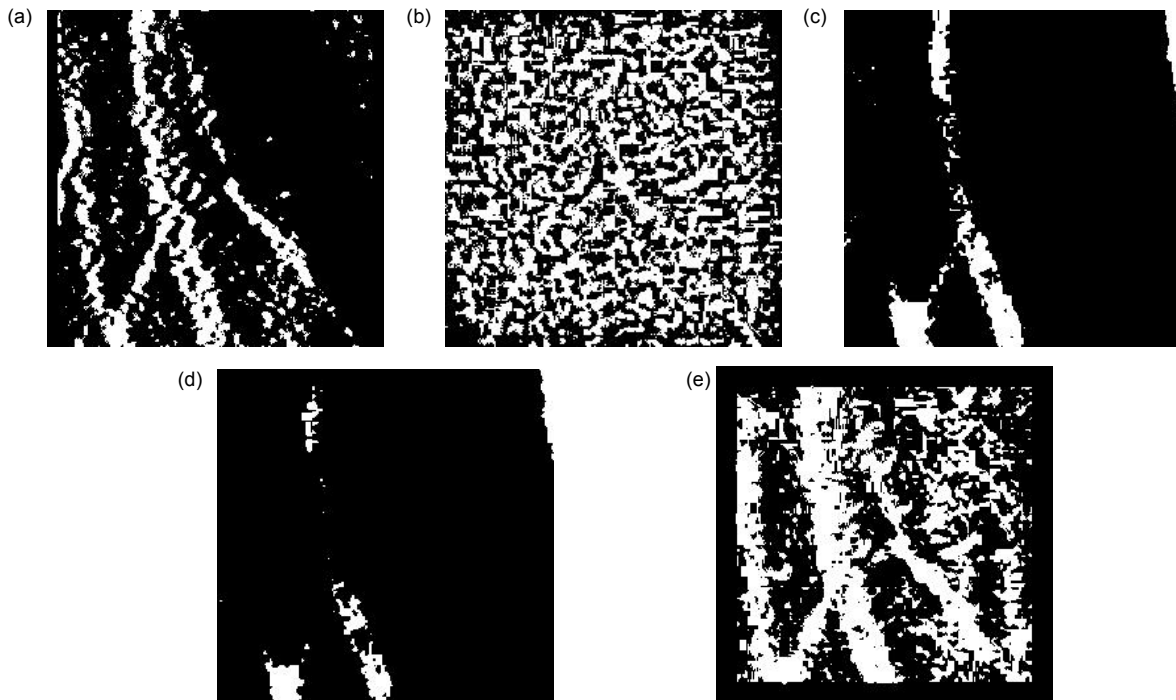


图 6 各种算法分割后二值图。(a) 本文; (b) 文献[3]; (c) 文献[4]; (d) 文献[5]; (e) 文献[6]
 Fig. 6 Two value images after various algorithms. (a) This paper; (b) Ref. [3]; (c) Ref. [4]; (d) Ref. [5]; (e) Ref. [6]

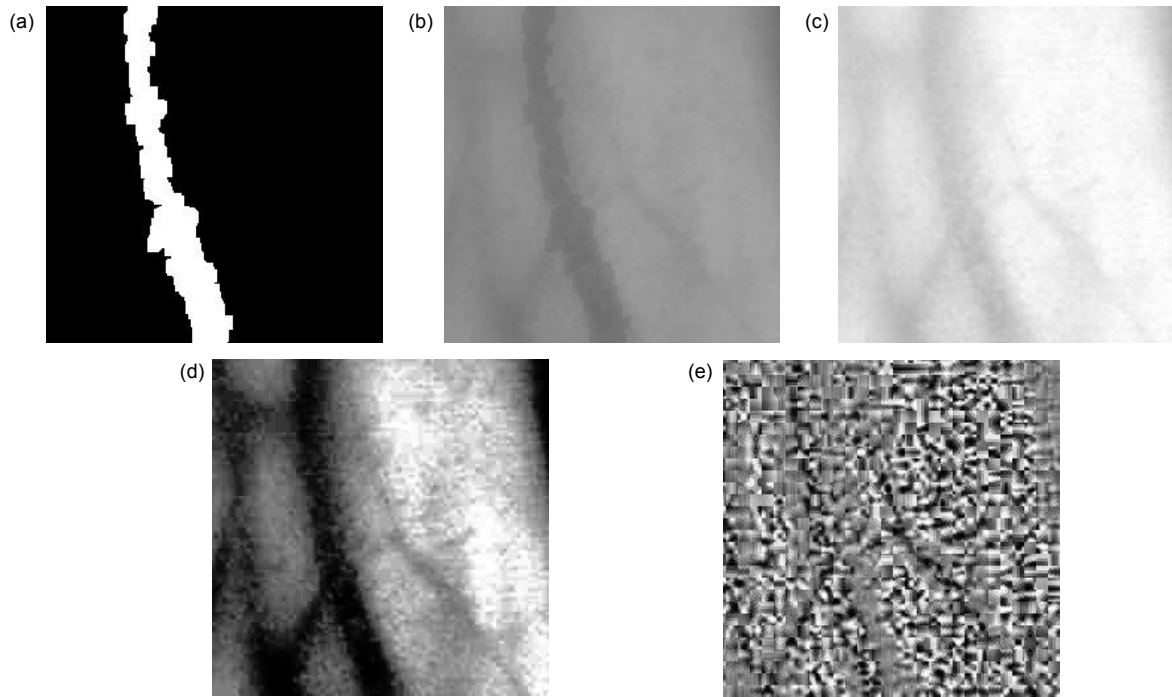


图 7 各种算法对比度增强图。(a) 本文去噪后二值图; (b) 本文对比度增强图; (c) Retinex 增强图; (d) 直方图均衡化增强图; (e) 子块部分重叠直方图均衡化增强图

Fig. 7 Contrast enhancement images by various algorithms. (a) Two value image after being denoised in this paper; (b) Contrast enhancement image in this paper; (c) Retinex enhancement image; (d) Histogram equalization enhancement image; (e) Partially overlapping sub-block histogram equalization enhancement image

4 结论

根据以上分析，本文提到的基于静脉灰度值特征的图像分割算法在对比度很低且噪声大的手背静脉图像的处理上能够得到很好的二值静脉图像，该二值图像去噪后与 ROI 图像进行加权叠加可以很好地凸显出静脉脉络，而且不会带入噪声。

参考文献

[1] Li W, Yuan W Q. Imaging quality analysis on palm vein under different wavelengths near-IR[J]. *Computer Engineering and Applications*, 2011, **47**(30): 15–18.
李威, 苑玮琦. 不同波长近红外光下手掌静脉图像质量分析[J]. *计算机工程与应用*, 2011, **47**(30): 15–18.

[2] Cai C F, Ren J Y. Contrast enhancement of hand vein images based on histogram equalization[J]. *Journal of Computer Applications*, 2013, **33**(4): 1125–1127.
蔡超峰, 任景英. 基于直方图均衡化的手背静脉图像对比度增强[J]. *计算机应用*, 2013, **33**(4): 1125–1127.

[3] Yang X P, Cai C F, Pan H, et al. Research on Pretreatment Algorithm of Hand Vein Image[J]. *China Medical Devices*, 2013, **28**(10): 20–23.
杨晓鹏, 蔡超峰, 潘珩, 等. 手背静脉图像预处理算法研究[J]. *中国医疗设备*, 2013, **28**(10): 20–23.

[4] Wang H B, Tao L. Novel algorithm for enhancement of hand vein images based on adaptive filtering and retinex method

[C]//*Proceedings of 2012 IEEE International Conference on Information Science and Technology*, 2012: 857–860.

[5] Hu X Y. Novel algorithm for hand vein image enhancement and segmentation[J]. *Computer Knowledge and Technology*, 2014, **10**(21): 5080–5082.
胡学友. 手背静脉图像增强和分割方法[J]. *电脑知识与技术*, 2014, **10**(21): 5080–5082.

[6] Wang Z D, Sun H X, Deng Y D, et al. Image processing algorithm for hand vein recognition[J]. *Journal of University of Science and Technology Liaoning*, 2010, **33**(5): 499–502, 508.
王镇东, 孙红星, 邓永娣, 等. 手背静脉识别的图像处理算法[J]. *辽宁科技大学学报*, 2010, **33**(5): 499–502, 508.

[7] Funt B V, Ciurea F, Mccann J J. Retinex in Matlab[C]//*Color and Imaging Conference*, 2000(10): 112–121.

[8] Otsu N. A. Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms[J]. *IEEE Trans. Syst. Man. & Cybern*, 2007, **9**(1): 62–66.

[9] Han X. Research on algorithm for human dorsal hand vein recognition[D]. Changchun: Jilin University, 2007.
韩笑. 人体手背静脉识别算法研究[D]. 长春: 吉林大学, 2007.

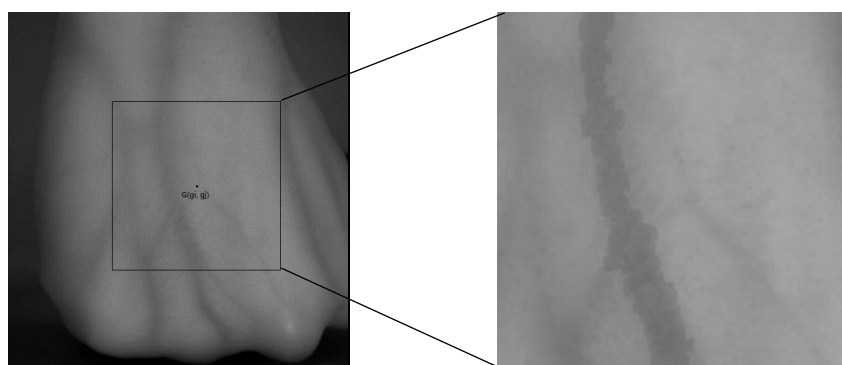
[10] Suresh K, Papendra K, Manoj G, et al. Performance Comparison of Median and Wiener Filter in Image De-noising[J]. *International Journal of Computer Applications*, 2010, **12**(4): 24–28.

[11] Milan Sonka, Vaclav Hlavac, Roger Boyle. *Image processing, Analysis and Machine Vision*[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2011: 230–231.
Milan Sonka, Vaclav Hlavac, Roger Boyle. 图像处理、分析与机器视觉[M]. 北京: 清华大学出版社, 2011: 230–231.

Research on image segmentation algorithm based on features of venous gray value

Wang Dinghan, Feng Guilan*, Wang Xiong, Wu Yufeng, Deng Maohua

College of Optical and Electronic Technology, China Jiliang University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China



Contrast enhanced vein image

Overview: In the process of collecting hand vein images, due to the influence of image acquisition equipment, illumination and subcutaneous fat thickness, the contrast of hand vein images is relatively low. Meanwhile, vein extraction was seriously affected by image noise. To solve this problem, an algorithm of image segmentation and contrast enhancement based on features of venous gray value is proposed in this paper. The algorithm is divided into the following six steps. 1) The OTSU is used to determine the threshold value of gray level between hand and background. The threshold is 75. According to the threshold of hand vein images, the gray value of the hand is set as 255, and the gray value of the background is set as zero. 2) The gray value distribution of hand is used to determine the centroid coordinates of hand, and the area of region of interest (ROI) is set as one-third of the hand area. ROI is extracted from the hand vein images based on center of mass coordinates and area. 3) Before the image segmentation, Wiener filtering is performed on the ROI by using a 3×3 template. 4) According to the gray value distribution of the ROI images, the ROI image is segmented using a threshold of one and a step size of eight. 5) After segmentation of the ROI images, in addition to containing veins, these noises of spots, holes and burrs are included. The boundary coordinates of the spots and holes and the numbers of pixels on the boundary are obtained by using the 8-adjacent inner boundary tracking method. When the number of pixels is less than 300, the area can be judged as a spot or hole. According to the boundary coordinates, the gray value of all the pixels in the spot are changed as 0, and the gray value of all the pixels in the hole are changed as 250. After removal of spots and holes, morphological treatments are used to remove burrs. 6) After the noise is removed, contrast enhanced venous images are obtained by weight stack of the venous binary and ROI images. The coefficient of the venous binary image is set as -0.04, and the coefficient of the ROI image is set as 1.2. The experiments results show that intravenous veins can be obtained perfectly by using the image segmentation algorithm based on features of the venous gray value. In the end, the high contrast venous images can be obtained by weighted stack of the images.

Citation: Wang D H, Feng G L, Wang X, *et al.* Research on image segmentation algorithm based on features of venous gray value[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2018, 45(12): 180066

Supported by National Natural Science Foundation of China (61505192) and Natural Science Foundation of Zhejiang Province (LQ15F050004)

* E-mail: fengguilan@cjlu.edu