

## بهبود مقادیر متغیرهای تابع هسته فیلتر تطابقی به منظور استخراج رگ‌های خونی از تصاویر شبکیه چشم

هوشیار ذوالفقارنسب<sup>۱</sup>، احمدرضا نقش نیل‌چی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup>دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه اصفهان، hozo19@gmail.com

<sup>۲</sup>دانشیار گروه مهندسی کامپیوتر، دانشگاه اصفهان، nilchi@eng.ui.ac.ir

چکیده - استخراج رگ‌های شبکیه چشم، کاربرد وسیعی در تشخیص بیماری‌های چشمی نظیر آب‌سیاه، تخریب شبکیه توسط قند خون و تخریب رگ‌های شبکیه توسط فشار خون دارد. از میان روش‌های ارائه شده برای استخراج این رگ‌ها، روش فیلتر تطابقی دارای بیشترین دقت می‌باشد. در این روش، مقطع رگ‌ها به صورت تابع گوسی مدل شده و در سراسر تصویر، الگوهای مشابه مدل، از تصویر استخراج می‌شوند. در این مقاله تلاش بر آن است تا با ارائه مقادیر جدیدی برای متغیرهای تابع گوسی، دقت فیلتر تطابقی افزایش داده شود. مقایسه بین روش ارائه شده در این مقاله و سایر روش‌ها نشان می‌دهد که دقت فیلتر اصلاح شده از روش‌های پیشین، بیشتر می‌باشد. کلیدواژه- تابع گوسی، رگ‌های شبکیه چشم، فیلتر تطابقی

متغیرهایی است که عملیات پردازش رگ‌ها را تنظیم می‌کند [۱۱]. تاکنون تلاش‌هایی برای تنظیم این متغیرها برای حصول دقت بیشتر صورت گرفته است [۱۰، ۱۱]. بهترین بهبودی که با تغییر متغیرها در فیلتر تطابقی صورت گرفته است، مربوط به روش الراوی و همکاران [۱۱] می‌باشد که نتیجه آن رسیدن به بیشترین دقت نسبت به روش‌های پیشین است. در این مقاله، تغییرات دیگری بر متغیرهای فیلتر تطابقی اعمال می‌شود. از آنجایی که مقاله‌های [۹، ۱۱]، از روش‌های متفاوتی برای آستانه‌گذاری تصاویر استفاده نموده‌اند، به منظور مقایسه در شرایط یکسان، خروجی فیلتر بهبود یافته این مقاله و فیلترهای تطابقی مقاله‌های مذکور، تحت آستانه‌گذار یکسان، آستانه‌گذاری شده و سپس با یکدیگر مقایسه شده‌اند. نتایج پیاده‌سازی نشان می‌دهد که فیلتر ارائه شده در این مقاله افزایش دقت چشم‌گیری دارد.

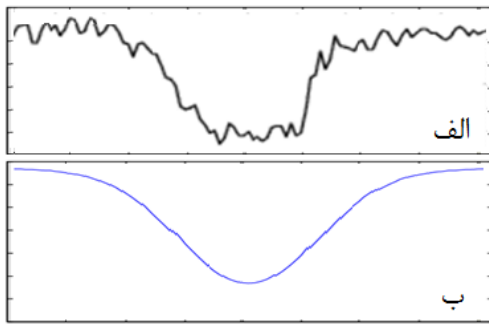
### ۱-۱- فیلتر تطابقی

فیلتر تطابقی از جمله روش‌های شناسایی الگو در تصاویر حوزه مکان است [۱۱]. استفاده از یک الگوی از پیش محاسبه شده برای تشخیص رگ در سراسر تصویر از ویژگی‌های اصلی این فیلتر محسوب می‌شود [۹]. در این فیلتر، پنجره‌ای حاوی الگوی رگ که بسیار کوچک‌تر از ابعاد تصویر اصلی است، به ترتیب بر روی تمامی پیکسل‌های تصویر حرکت نموده و عملیات کانولوشن را بر هر پیکسل اعمال می‌کند. از آنجایی که رگ‌ها می‌توانند در راستاهای مختلفی قرار گیرند، هر پیکسل با ۱۲ پنجره که هر

### ۱- مقدمه

امروزه کاربرد پردازش تصویر، بیش از پیش برای افزایش دقت تشخیص بیماری به کمک رایانه و یا توسط پزشکان، دارای اهمیت شده است [۱]. با توجه به وجود خطا در تشخیص بیماری، توسعه ابزارهایی که دقت تشخیص را افزایش دهد، مفید به نظر می‌رسد. تصاویر شبکیه چشم، از جمله تصاویری هستند که دقتی مضاعف برای تشخیص بیماری نیاز دارند [۲]. در این تصاویر، رگ‌های مهم در پس‌زمینه بافت پر خون شبکیه، غالباً از دید چشم‌پزشکان پنهان می‌مانند [۲]. بیماری‌هایی نظیر قند خون [۳]، فشار خون [۴] و آب سیاه [۵]، در صورت عدم تشخیص به موقع، اثرات غیر قابل بازگشتی بر روی بافت شبکیه دارند [۳-۵]. در چنین مواردی استفاده از تکنیک‌های پردازش تصویر به منظور ایجاد تصاویری که فقط حاوی رگ‌ها باشند، در افزایش دقت چشم‌پزشکان مفید واقع خواهد شد.

روش‌های متعددی برای استخراج رگ‌های شبکیه پیشنهاد شده است. روش دنبال کردن خطوط [۶]، روش‌های مبتنی بر شکل‌شناسی (Morphology) [۷]، استفاده از تبدیل ویولت [۸] و استفاده از فیلتر تطابقی (Matched filter) [۹-۱۱] از جمله روش‌هایی هستند که مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در میان روش‌های ارائه شده، فیلتر تطابقی دارای بیشترین دقت در تشخیص رگ‌های شبکیه است [۱]. این فیلتر دارای



شکل ۱: الف) مقطع یک رگ در تصویر سطح خاکستری و ب) تقریب گوسی آن

می توان با انتخاب مناسب تر متغیرهای اصلی در تابع هسته فیلتر تطابقی، فیلتر را با دقت بیشتری طراحی نمود [۱۰، ۱۱]. در [۱۱] متغیرهای  $L$ ،  $T$  و  $\sigma$  در بازه های  $L=\{7, 7.1, 7.2, \dots, 11\}$ ،  $T=\{2, 2.25, 2.5, \dots, 10\}$ ،  $\sigma=\{1.5, 1.6, 1.7, \dots, 3\}$  انتخاب شده و نهایتاً  $(L, \sigma, T) = (10.8, 1.9, 8)$  به عنوان متغیرهای فیلتر تطابقی بهبود یافته معرفی شده اند [۱۱].

## ۲- فیلتر تطابقی اصلاح شده

دقت فیلتر تطابقی با بهبود بیشتر در متغیرهای تابع گوسی باز هم قابل افزایش است. در کنار تغییر متغیرهای این تابع، با تغییر اندازه پنجره، دقت بیشتری قابل حصول است. در این مقاله با توسعه بازه های پیشنهادی مقاله الراوی و همکاران [۱۱]، مقادیر بیشتری انتخاب شده و جهت بررسی تحت آزمایش قرار گرفت. بازه های  $L=\{6, 6.1, 6.2, \dots, 12\}$ ،  $T=\{1, 1.25, 1.5, \dots, 11\}$  و  $\sigma=\{1, 1.1, 1.2, \dots, 4\}$  مقادیر  $\sigma < 1$  با محو رگ ها، بافت شبکه را مشخص می کند. مقادیر  $\sigma > 3$  با این که رگ ها را استخراج می کند اما تصاویر بسیار نرم شده ای (Smoothed) از رگ ها ارائه می دهد که رگ های کم قطر در آن تصاویر، محو شده اند. لذا با انتخاب  $1 < \sigma < 3$  از اثرات نرم شدگی تصویر، پیشگیری خواهد شد.

افزایش مقدار متغیر  $L$  که قطر الگو را مشخص می کند، موجب می شود تا پنجره با الگوی قطور پر شود. نتیجه این امر عدم تشخیص رگ های کم قطر می شود. همچنین، انتخاب مقدار کم برای این متغیر، تأثیری منفی در تشخیص رگ های قطور خواهد داشت [۱۱].

متغیر  $T$  در طول الگو تأثیر گذار است. انتخاب مقادیر بزرگ باعث تغییر طول رگ در ماتریس های دوران می شود که نهایتاً موجب کاهش دقت در استخراج رگ ها می شود.

بررسی تابع گوسی در بازه های توسعه یافته انجام و متغیر- های جدید به صورت  $(L, \sigma, T) = (7, 1.1, 3.3)$  انتخاب شدند.

کدام حاوی الگوی رگ با اختلاف زاویه ۱۵ درجه است، کانالو می شود. سپس برای هر پیکسل بیشینه مقدار حاصل از ۱۲ عملیات انجام شده ذخیره می شود [۹]. در ادامه الگوریتم، مقادیر ذخیره شده به عنوان خروجی های هسته فیلتر، به آستانه گذار تحویل داده می شوند.

شکل (۱- الف) که روشنایی مقطع عرضی یک رگ در تصویر سطح خاکستری را نشان می دهد، تقریب مناسبی از نمودار زنگوله ای تابع گوسی در شکل (۱- ب) می باشد [۹، ۱۱]. لذا با در نظر گرفتن تابع گوسی به عنوان هسته فیلتر تطابقی، الگوی مناسبی برای استخراج رگ های شبکه انتخاب می شود. تابع گوسی استفاده شده در هسته فیلتر تطابقی به صورت رابطه (۱) تعریف می شود [۹]:

$$f(x, y) = -\exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \quad \forall |y| < \frac{L}{2} \quad (1)$$

نمودار زنگوله ای شکل تابع گوسی توسط متغیر واریانس  $(\sigma^2)$  تغییر می کند. این متغیر نقش عمده ای در تنظیم دقت فیلتر تطابقی دارد. متغیرهای  $x$  و  $y$  بیانگر مختصات درایه در ماتریس هسته فیلتر می باشند. متغیر  $L$  نیز در این تابع، طول مقطع رگ بر حسب پیکسل است.

ایجاد ۱۲ هسته مختلف که در استخراج رگ های زاویه دار در تصاویر شبکه به کار می روند، از طریق ماتریس دوران رابطه (۲) امکان پذیر است:

$$p_i = \begin{bmatrix} u & v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (2)$$

درایه های ماتریس هسته دوران داده شده در صورتی که در مجموعه  $N$  موجود باشند، در مختصات جدید  $(u, v)$  جای می گیرند. مجموعه  $N$  با رابطه (۳) تعریف می شود.

$$N = \left\{ (u, v), |u| < T, |v| < \frac{L}{2} \right\} \quad (3)$$

که  $T$ ، متغیر طول الگو،  $3\sigma$  تعریف شده است. درایه های ۱۲ ماتریس هسته، با فرمول دوران یافته گوسی در رابطه (۴) مجدداً محاسبه شده و در مختصات تعیین شده  $(x, y)$  قرار می گیرند.

$$k_i(x, y) = -\exp\left(-\frac{u^2}{2\sigma^2}\right) \quad (4)$$

هسته فیلتر تولید شده در مرحله آخر توسط رابطه (۵) نرمالیزه می شود تا میانگین درایه های آن صفر گردد:

$$k'_i(x, y) = k_i(x, y) - m_i \quad \text{where} \quad m_i = \frac{1}{a} \sum_{p_i \in N} k_i(x, y) \quad (5)$$



شکل ۳: الف) تصویر اولیه از ناحیه‌ای در شبکه، ب) خروجی فیلتر تطابقی مقاله [۹]، ج) خروجی فیلتر تطابقی الراوی و همکاران [۱۱]، د) خروجی فیلتر تطابقی پیشنهاد شده در این مقاله

### ۳- پیاده سازی و ارزیابی

پیاده‌سازی هسته فیلتر تطابقی و بررسی تصاویر دو دسته حاوی ۴۰ تصویر از تصاویر پایگاه داده DRIVE [۳]، برای هر کدام از روش‌های فیلتر تطابقی [۹]، فیلتر تطابقی ارائه شده توسط الراوی و همکاران [۱۱] و فیلتر اصلاح شده ارائه شده در این مقاله اجرا شد و نتیجه تصویر خروجی هر هسته به آستانه‌گذار بر پایه آنتروپی [۱۲] داده شد. به منظور ایجاد شرایط یکسان، تصویر خروجی فیلتر، قبل از ورود به آستانه‌گذار، به ۲۵۶ سطح خاکستری منطبق شد. مقایسه کیفی بین خروجی‌های روش‌های ذکر شده در شکل ۳، بیانگر دقت بیشتر روش ارائه شده نسبت به سایر روش‌هاست.

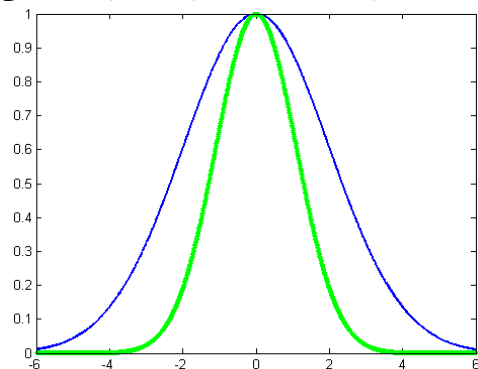
خروجی آستانه‌گذار که یک تصویر دودویی است با تصویر استخراج دستی رگ‌ها مقایسه می‌گردد. مرجع مقایسه از روی تعداد پیکسل‌های رگ و غیر رگ در تصویر استخراج دستی تعریف می‌شود. نسبت تعداد پیکسل‌هایی که به درستی رگ تشخیص داده شده‌اند بر تعداد پیکسل‌های رگ حاصل از تصویر استخراج دستی را True Positive Ratio یا به اختصار TPR می‌نامیم [۱۱، ۱]. همچنین نسبت تعداد پیکسل‌های غیر رگی را که صحیح تشخیص داده شده‌اند، به تعداد پیکسل‌های غیر رگ تصویر استخراج دستی، True Negative Ratio یا به اختصار TNR می‌گوییم [۱۱، ۱]. در نهایت نسبت حاصل از پیکسل‌هایی که به اشتباه رگ شناخته شده‌اند را به تعداد کل پیکسل‌های غیر

ایجاد تغییر در اندازه پنجره با جزییات بیشتری همراه است. در صورتی که بدون تغییر در مقادیر متغیرهای تابع گوسی، پنجره-ای با اندازه بزرگ انتخاب گردد، رگ‌هایی با قطر کم، توسط فیلتر قابل شناسایی نخواهد بود؛ نتیجه آن از دست دادن دقت در تشخیص رگ‌هایی با قطر کم است. از طرف دیگر، در صورتی که اندازه پنجره، مقداری کوچک در نظر گرفته شود، این اندازه از مقطع رگ‌های قطور کوچک‌تر شده و در نهایت فیلتر قابلیت شناسایی رگ‌های قطور را از دست می‌دهد. لذا انتخاب اندازه پنجره در افزایش دقت، تأثیر بسزایی دارد. در روش اصلی فیلتر تطابقی [۹]، اندازه پنجره به صورت تجربی مقدار ۱۷ انتخاب شده است. در روش الراوی و همکاران [۱۱] اندازه پنجره مشخص نشده است؛ لذا اندازه پنجره، همان مقدار ۱۷ در نظر گرفته شد.

با توجه به مقادیر پیشنهاد شده برای تابع گوسی، کاهش واریانس از مقدار ۲ به ۱/۱، سبب کاهش عرض مقطع الگو در پنجره می‌شود. اثرات کاهش واریانس در تابع گوسی، در شکل (۲) قابل مشاهده است. به منظور جلوگیری از کاهش دقت به سبب عدم شناسایی رگ‌های قطور، افزایش اندازه پنجره ضروریست. لازم به ذکر است که افزایش اندازه پنجره پس از مقدار خاصی، سبب کاهش دقت در شناسایی رگ‌هایی می‌شود که در طول مسیر خود، تغییر راستا می‌دهند؛ زیرا با افزایش اندازه پنجره، رگ‌های مورد بررسی از الگویی که به صورت قطعه‌ای خطی در پنجره فرض شده است، پیروی نخواهند کرد.

همچنین واضح است که با افزایش اندازه پنجره، به دلیل افزایش تعداد عملیات کانولوشن، پیچیدگی محاسبات به صورت نمایی رشد می‌کند.

با توجه به تحلیل صورت گرفته بر روی مشکلات افزایش اندازه پنجره و بررسی مقادیر جدید متغیرهای تابع گوسی فیلتر تطابقی، استفاده از پنجره با اندازه ۲۵ پیکسل، پیشنهاد می‌شود.



شکل ۲: نمودار زنگوله‌ای گوسی به ازای واریانس با مقدار ۲ (زنگوله باز) و مقدار ۱/۱ (زنگوله بسته)

۴- نتیجه گیری

در این مقاله با بررسی وضعیت رگ‌های شبکیه چشم و مطالعه بر روی رفتار متغیرهای تابع گوسی به کار رفته در استخراج آنها، متغیرهای فیلتر تطابقی، اصلاح شده و فیلتر جدیدی ارائه شد. علاوه بر این، روش‌های مقاله‌های [۹] و [۱۱] پیاده‌سازی شدند. این روش‌ها تحت شرایط یکسان آستانه‌گذاری، با روش ارائه شده در این مقاله مورد مقایسه قرار گرفتند. هر سه روش بر روی تصاویر پایگاه داده DRIVE اعمال گردیدند و نتایج آنها در جدول (۱) گزارش شده‌است. نمودار رسم شده در شکل (۴)، ارائه دهنده نتایج مقایسه تحت دو معیار مقایسه‌ای، یکی معیار مرسوم دقت و دیگری معیار پیشنهاد شده توسط الراوی و همکاران، [۱۱] می‌باشد. این نتایج نشان می‌دهد که روش ارائه شده در این مقاله، در هر دو معیار، دقت بیشتری نسبت به روش‌های پیشین دارد.

مراجع

[1] B. Zhang, L.Zhang, L.Zhang, F. Karray, "Retinal vessel extraction by matched filter with first order derivative of Gaussian," *Computers in Biology and Medicine*, 40:438-445, 2010.

[۲] م. فرزین، ح. ابریشمی مقدم، ش. معین، «یک روش جدید جهت استخراج الگوی رگ‌های خونی در تصاویر شبکیه»، سیزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، اسفند ۱۳۸۵

[3] J.J. Staal, M.D. Abramoff, M. Niemeijer, M.A. Viergever, B. van Ginneken, "Ridge based vessel segmentation in color images of the retina," *IEEE Trans. on Med. Imaging*, vol. 23, pp. 501-509, 2004.

[4] H. Leung, J.J. Wang, E. Rohtchina, T.Y. Wong, R. Klein, P. Mitchell, "Impact of current and past blood pressure on retinal arteriolar diameter in older population," *J. Hypertens.*, pp. 1543-1549, 2003.

[5] P. Mitchell, H. Leung, J.J. Wang, E. Rohtchina, A.J. Lee, T.Y. Wong, R. Klein, "Retinal vessel diameter and open-angle glaucoma: the Blue Mountains eye study," *J. Ophthalmology*, pp. 245-250, 2005.

[6] A. Hunter, J. Lowell, D. Steel, "Tram-line filtering for retinal vessel segmentation," *Proc. 3rd European Medical and Biological Conf., Prague, Czech Republic*, 2005.

[7] F. Zana, J.C. Klein, "Segmentation of vessel like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation," *IEEE Trans. Image Process.* 10, pp. 1010-1019, 2001.

[8] M. Niemeijer, J. Staal, B. van Ginneken, M. Loog, M.D. Abramoff, "Comparative study of retinal vessel segmentation methods on a new publicly available database, in: Amini, A. Amir, Manduca, Armando (Eds.), *Medical Imaging: Physiology, Function, and Structure from Medical Images*," *Proceedings of the SPIE*, vol. 5370, pp. 648-656, 2004.

[9] S. Chaudhuri, S. Chatterjee, N. Katz, M. Nelson, M. Goldbau, "Detection of blood vessels in retinal images using two dimensional matched filters," *IEEE Trans. Med. Imaging* 8, vol.3, pp. 263-269, 1989.

[10] A. Banumathi, R. Karthika, A. Kumar, "Performance analysis of matched filter techniques for automated detection of blood vessels in retinal images," *Conference on Convergent Technologies for Asia-Pacific Region*, vol. 2, pp. 543-546, 2003.

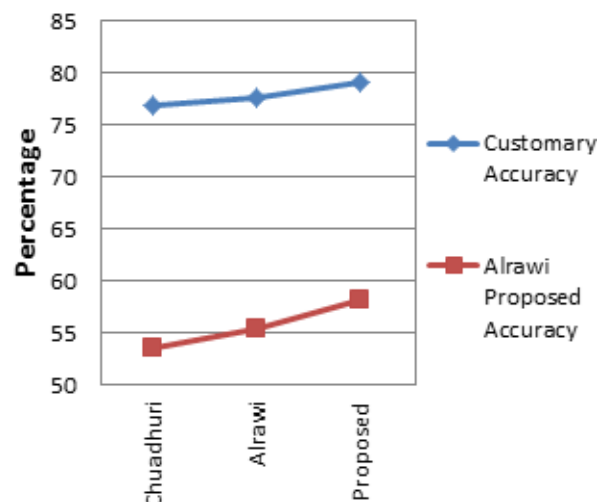
[11] M. Al-Rawi, M. Qutaishat, M. Arrar, "An improved matched filter for blood vessel detection of digital retinal images," *Comput. Biol. Med.* 37, pp. 262-267, 2007.

[12] C.-I. Chang, K. Chen, J. Wang, M. Althouse, "A relative entropy-based approach to image thresholding," *Pattern Recognition*, Vol. 10, No. 1, pp. 129-142, 2006.

رگ شمرده شده از تصویر استخراج دستی، False Positive Ratio یا FPR می‌نامیم [۱، ۱۱]. معیار دقت که برای مقایسه روش‌های متداول استفاده می‌شود، از برابر با مجموع پیکسل‌های رگ و غیر رگ درست تشخیص داده شده به مجموع تعداد پیکسل‌های رگ و غیر رگ در تصویر استخراج دستی می‌باشد [۱، ۲ و ۱۱]. میانگین دقت نتایج حاصل از روش‌های بر مبنای هسته گوسی [۹]، اصلاح شده گوسی [۱۱] و روش اصلاح شده این مقاله، بر روی تصاویر پایگاه داده DRIVE محاسبه شده و نتیجه مقایسه در جدول (۱) نشان داده شده است. در کنار معیار دقت، الراوی و همکاران [۱۱]، معیار مقایسه دیگری نیز ارائه نموده‌اند. این معیار، روشی را به عنوان روش دقیق‌تر انتخاب می‌کند که حاصل اختلاف پارامترهای MTPR و MFPR در آن، از سایر روش‌ها بیشتر باشد [۱۱]. در شکل (۴) مشاهده می‌شود که روش تطابقی ارائه شده در این مقاله، در هر دو معیار مقایسه، نتیجه بهتری نسبت به سایر روش‌ها دارد.

جدول ۱: مقایسه پارامتر دقت، پارامتر قیاسی پیشنهاد شده الراوی و همکاران [۱۱]، میانگین نسبت رگ‌های استخراج شده صحیح و میانگین نسبت پیکسل‌های نادرست استخراج شده

	Customary Accuracy (%)	Alrawi's Accuracy (%)	MTPR (%)	MFPR (%)
Chaudhuri et al. [9]	77.0	53.9	63.2	9.4
Alrawi et al. [11]	77.8	55.4	59.9	4.5
Proposed	79.1	58.1	63.6	5.0



شکل ۴: نمودار مقایسه دقت و مقیاس دقت الراوی [۱۱] برای سه روش توضیح داده شده