

یک روش جدید جهت استخراج الگوی رگهای خونی در تصاویر شبکه

هادی فرزین^۱، حمید ابریشمی مقدم^۲، محمد شهرام معین^۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد مخابرات سیستم، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی - تهران

hadi.farzin@gmail.com

۲- استادیار دانشکده برق دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی - تهران

h_abrishami@yahoo.com

۳- استادیار مرکز تحقیقات مخابرات ایران - تهران

moin@itrc.ac.ir

چکیده

استخراج الگوی رگهای خونی در تصاویر شبکه از مراحل اولیه و مهم در تحلیل تصاویر شبکه جهت کاربردهای مختلف از جمله پزشکی و یا تشخیص هویت می باشد. این مقاله به ارائه یک روش جدید و موثر برای استخراج شبکه رگهای خونی می پردازد. اساس این روش بر پایه اعمال یک عملیات پردازش محلی بر اساس مشخصات آماری تصویر است که به میزان بسیار زیادی کنتراست رگها و پیش زمینه را بهبود می بخشد. همچنین عملیات تطبیق قالب جهت حذف اثر دیسک نوری، اعمال عملیات مورفولوژی جهت پرکردن فضای بین مرز رگها از مراحل دیگر این روش هستند. نتایج حاصل از این الگوریتم در مقایسه با دیگر روشها گزینه بسیار مناسبی برای کاربرد تشخیص هویت می باشد.

کلمات کلیدی

پردازش تصاویر شبکه، رگهای خونی، ناحیه بندی رگها، تشخیص هویت

۱- مقدمه

شبکه یکی از اعضاء مهم تشکیل دهنده سیستم بینایی بدن انسان است. تصاویر شبکه دارای الگوهای مختلف می باشند. تصویر شبکه یک فرد سالم دارای الگوهای زیر است:

- الگوی رگهای خونی
- دیسک نوری
- لکه زرد
- پیش زمینه

در شکل ۱ یک تصویر شبکه را مشاهده می کنید. هدف اصلی این مقاله استخراج الگوی رگهای خونی می باشد. از آنجا که توزیع الگوی رگهای خونی در سطح شبکه هیچ دو فردی یکسان نمی باشد می توان یکی از کاربردهای این مقاله را علاوه بر کاربردهای پزشکی، تشخیص هویت از طریق تصاویر شبکه نام برد. ایده یکتایی الگوی

رگهای خونی در تصاویر شبکه برای اولین بار توسط دو تن از متخصصان چشم پزشکی، دکتر Carleton Simon و دکتر Sodore Goldstein، در مقاله ای که در سال ۱۹۳۵ منتشر کردند مطرح گردید [۱]. آنها معتقد بودند که الگوی توزیع رگهای خونی در شبکه چشم هر انسان و یا حتی حیوانات منحصر به فرد و یکتا است. پس از آن Hill در سال ۱۹۷۸ شبکه را به عنوان یکی از عناصر بیومتری معرفی کرد و تشخیص هویت از طریق تصاویر شبکه را به صورت یک اختراع به ثبت رساند [۲]. جهت تهیه تصاویر شبکه از اسکنرهای شبکه استفاده می شود. در اسکنرهای شبکه از خواص ذاتی بازتابش و جذب در چشم برای به تصویر کشیدن الگوی رگهای شبکه استفاده می شود. این کار با تاباندن اشعه ای به شبکه و ثبت بازگشت آن به اسکنر صورت می گیرد. نقاط تاریک تصویر خروجی، رگهای خونی هستند که سهم بیشتری در جذب نور تابانده شده دارند.

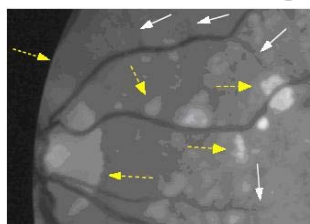
۲- خواص رگها و چالشهای ناحیه بندی

رگها الگوهای پیوسته‌ای همراه با میزان انحنای ناچیز هستند و همچنین ساختاری شاخه‌شاخه شبیه درخت دارند. رگها از محل دیسک نوری منشعب می‌شوند و با دور شدن از دیسک نوری قطرشان کمتر می‌شود. به طور معمول قطر شبکیه در حدود ۴۰mm می‌باشد که قطر متوسط رگهای آن در حدود $250 \mu m$ (حدود یک چهارم قطر شبکیه) می‌باشد [۳]. رگها در تصویر شبکیه تاریکتر از پیش زمینه هستند، ضمناً در اکثر مقاله‌ها از صفحه سبز تصویر استفاده شده است، چرا که در این نوع از تصاویر میزان کنتراست "رگ/پیش‌زمینه" نسبت به دیگر صفحات از جمله صفحه خاکستری بیشتر است [۴]. در استخراج رگها چالشهایی هم پیش روی ما وجود دارد که کار را برای انجام یک تشخیص صحیح دشوار می‌سازد. از جمله آنها می‌توان به موارد زیر اشاره نمود:

- ۱- کنتراست پایین مویرگها
- ۲- مرز دیسک نوری و مرز خود تصویر شبکیه
- ۳- لکه‌های پاتولوژی

در شکل ۳ این موارد را مشاهده می‌کنید.

یک ناحیه بندی ایده‌آل آنست که تمام مشکلات و چالشهای فوق را برطرف سازد اما الگوریتم‌هایی که در حال حاضر برای ناحیه بندی رگها پیشنهاد شده است همگی با یک یا چند مورد از چالشهای فوق روبرو می‌باشند.

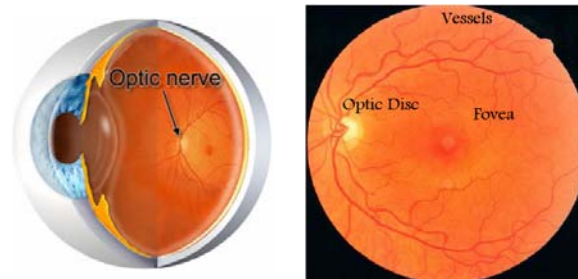


شکل ۳: فلشهای ممتد مویرگهای با کنتراست پایین و فلشهای منقطع دیگر چالشها را نشان می‌دهند.

اولین بار در سال ۱۹۷۶ شرکت EyeDentify یک سیستم شناسایی هویت به نام EyeDentification7.5 را با استفاده از اولین نمونه تجاری اسکنر شبکیه به بازار عرضه کرد. اخیراً شرکت Retinal Technology برای گرفتن تصاویر شبکیه دوربین جدیدی را ساخته است که ویژگیهای خیلی برتری دارد. طوری که قادر است حتی از فاصله حدود یک متری تصاویری با کیفیتهای عالی از شبکیه چشم بگیرد.

شکل ۲ تصاویر دو اسکنر تجاری شبکیه را نشان می‌دهد.

با توجه به اهمیت شناسایی توزیع رگهای خونی در تصاویر شبکیه در تحلیل‌های پزشکی از جمله تشخیص و یا پیشگیری از بیماریهایی چون فشار خون و بیماریهای قلبی و همچنین کاربردهای بیومتری همچون تشخیص هویت، این مقاله به ارائه روشی جدید و موثر جهت استخراج رگهای خونی می‌پردازد. مطالبی را که در مقاله حاضر مورد مطالعه قرار می‌دهیم به این ترتیب است: در بخش بعد خواصی از رگها را که به محققین در امر آشکارسازی شبکه رگها یاری رسانده است معرفی و چالشهایی که ممکن است در تشخیص آنها وجود داشته باشد بیان می‌کنیم. در بخش سوم به مرور اجمالی برخی روشهای موجود در زمینه استخراج و ناحیه بندی رگهای شبکیه می‌پردازیم. در قسمت چهارم به تشریح روش جدید پیشنهادی می‌پردازیم. در بخش پنجم به مقایسه با روشهای دیگر خواهیم پرداخت و در نهایت جمع بندی و نتیجه گیری را خواهیم داشت.



شکل ۱: آناتومی شبکیه

۳- معرفی برخی روشهای ناحیه بندی رگها

روشهای مختلفی جهت استخراج رگها پیشنهاد شده که هر کدام از دو یا چند خاصیت از خواص ذکر شده در بخش قبل استفاده می‌کنند. در زیر به برخی از این روشها اشاره می‌کنیم.

۳-۱- روشهای مبتنی بر مدل

در این روشها مدلی برای رگها در نظر گرفته شده و سپس با توجه به آن، به استخراج الگوهای مشابه در تصویر می‌پردازند. مدل‌های گوسی مرتبه دوم [۴]، مدل‌های گوسی مرتبه اول [۵]، مدل



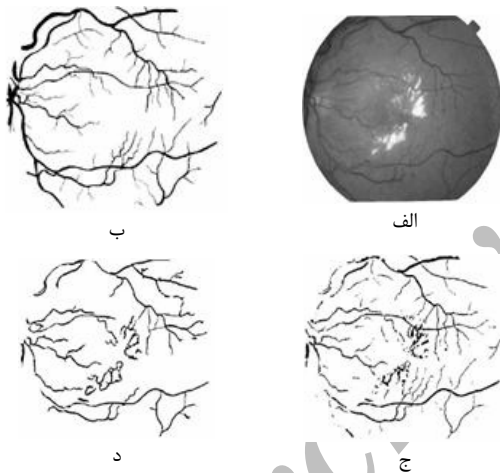
شکل ۲: دو اسکنر شبکیه

که در آن از نتیجه ناحیه بندی بصورت دستی استفاده می‌شود. در جدول ۱ نتایج را همراه با مقایسه با روشهای Hoover [۱۰] و Jiang [۱۱] مشاهده می‌کنید.

جدول ۱: مقایسه روشها در دو پایگاه داده [۹]

Criterion	Method	Database	
		Utrecht	Hoover
A_z	Hoover		0.7590
	Jiang	0.9327	0.9298
	PBM	0.9520	0.9614
Accuracy	2nd obs.	0.9473	0.9351
	Hoover		0.9275
	Jiang	0.8911	0.9009
	PBM	0.9441	0.9516
	Most likely class	0.8727	0.8958

PBM همان روش استخراج ویژگیهای اولیه از شیارها می‌باشد و 2^{nd} obs روش ناحیه بندی دستی توسط فرد دوم است. در شکل ۵ نتایجی از این روش را ملاحظه می‌کنید.



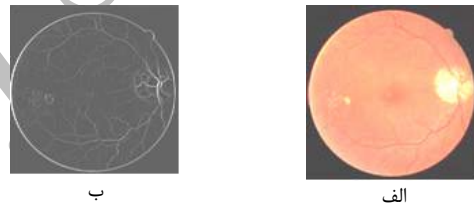
شکل ۵: مقایسه تصویری دو روش Hoover و PBM: الف- تصویر اصلی ب- ناحیه بندی ایده‌آل ج- نتیجه روش PBM د- نتیجه روش Hoover

۳-۲- روشهای مبتنی بر دسته‌بندی پیکسلها^{۱۲}

در این روشها یک تکنیک دسته‌بندی با نظارت^{۱۳} جهت اختصاص پیکسلها به کلاس رگ و کلاس غیررگ بکار گرفته می‌شود و بردار ویژگی از خواص مختلفی چون میزان روشنایی پیکسلها و یا ضرائب تبدیلیایی چون تبدیل موجک با موجک Morlet [۱۲] یا موجک Steerable [۱۳] تشکیل می‌شود. در [۱۲] به کمک تغییر دادن پارامترهای مقیاس و زاویه چرخش در تبدیل موجک دو بعدی با استفاده از موجک مورلت به شناسایی رگها می‌پردازد. دلیل انتخاب موجک مورلت جهت دار بودن آن است یعنی نسبت به تغییر زاویه حساسیت نشان می‌دهد و این امر در شناسایی رگها که در زوایای مختلف در سطح شبکه پراکنده

شیارها^۴ [۹] از جمله مدلهای استفاده شده برای رگها هستند. البته به این نوع روشها، روشهای مبتنی بر پنجره^۴ هم گفته می‌شود. به این ترتیب که پنجره یا پنجره‌هایی با سایز بسیار کوچکتر از ابعاد تصویر اصلی با تصویر اصلی کانوالو می‌شوند. در [۵] مدل رگها در تصویر به صورت یک منحنی گوسی فرض می‌شوند و با استفاده از فیلترهای منطبق^۵ با مدل گوسی^۶، "کنتراست رگ/پیش زمینه" را بهبود می‌بخشند و سپس با اعمال یک آستانه گذاری، رگها ناحیه بندی می‌شوند.

از آنجا که رگها می‌توانند در امتدادهای مختلف قرار داشته باشند، تصویر با ۱۲ کرنل که هر کدام به اندازه ۱۵ درجه چرخش دارند کانوالو می‌شود. سپس برای هر پیکسل پاسخ ماکزیمم حاصل از ۱۲ فیلترینگ نگه داشته می‌شود. پاسخ فیلتر منطبق تحت عملیات آستانه‌گذاری محلی قرار می‌گیرد و رگها آشکار می‌گردد. شکل ۴ نتایج حاصل از این الگوریتم قبل از آستانه‌گذاری را نشان می‌دهد.



شکل ۴: نتایج الگوریتم Chaudhuri [۵]: الف- تصویر نمونه ب- استخراج رگها

روش PBM^۷ [۹] با استخراج شیارها^۸ در تصویر که تقریباً بسیار خوبی از رگها می‌باشند عمل ناحیه‌بندی رگها را انجام می‌دهد. این شیارها برای تولید ویژگیهای اولیه^۹ جهت تشکیل المانهای خط می‌باشند، سپس الگوریتم با نسبت دادن پیکسلهای تصویر به نزدیک‌ترین المان خط، را به تکه‌ها^{۱۰} ناحیه‌بندی می‌کند.

هر المان خط یک مختصات محلی تشکیل می‌دهد که نواحی مربوطه در همان مختصات شناخته می‌شوند. برای هر پیکسل با استفاده از خواص نواحی و المانهای خط، بردار ویژگی محاسبه می‌شود. سپس از یک دسته‌بندی کننده از نوع KNN استفاده می‌گردد. البته این روش را می‌توان در تقسیم‌بندی بعدی نیز قرار داد. در این مقاله، الگوریتم بر روی دو پایگاه داده DRIVE [۲۵] و STARE [۲۶] اجرا و نتایج بصورت جدولی در مقایسه با روش Hoover [۱۰] آورده شده است که معیار مقایسه، پارامتر A_z و پارامتر صحت^{۱۱} می‌باشد. A_z مساحت زیر نمودار ROC است (در حالت ایده‌آل $A_z = 1$ می‌باشد)، پارامتر صحت که در برخی مقالات از آن برای معیار عملکرد الگوریتم استفاده می‌کنند به صورت زیر تعریف می‌شود:

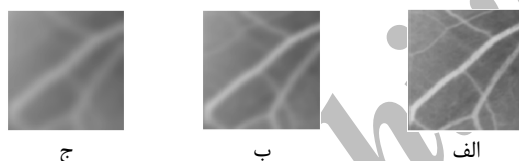
$$(1) \text{ صحت} = \frac{\text{تعداد کل پیکسلهای رگ در تصویر حاصله از الگوریتم}}{\text{تعداد کل پیکسلهای رگ در تصویر ناحیه‌بندی شده مرجع}}$$

اثر کانولوشن فوق حذف المانهای با اندازه کوچکتر از S است. در شکل ۷ حاصل کانولوشنها در مقیاسهای گوناگون را مشاهده می کنید.

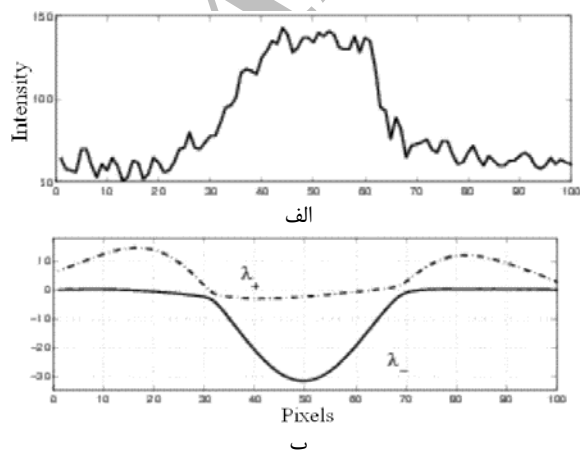
دامنه گرادبان: $|\nabla I| = \sqrt{|\partial_x I|^2 + |\partial_y I|^2}$ بیان کننده شیب روشنایی تصویر برای یک مقدار مشخص پارامتر S می باشد. انحنای اصلی: مشتق جهت دار مرتبه دوم تغییرات را در شدت گرادبان در همسایگی یک نقطه بیان می دارد. از آنجایی که رگها بصورت مدل شیارها ظاهر می شوند باید بدنبال پیکسلهایی باشیم که در راستای گرادبان بیشترین مقدار روشنایی را دارا هستند. اطلاعات مشتق دوم در ماتریس هسین تصویر $I(x, y)$ قرار دارد. ماتریس هسین مطابق با رابطه (۴) محاسبه می شود.

$$H = \begin{pmatrix} \partial_{xx} I & \partial_{xy} I \\ \partial_{yx} I & \partial_{yy} I \end{pmatrix} \quad (4)$$

مقادیر ویژه این ماتریس تقعر و تحدب را در امتدادهای ویژه متناظر بیان می دارند. دو مقدار ویژه λ_+ و λ_- که در آن $\lambda_+ > \lambda_-$ را می توان در یک مقطع عرضی نشان داد. شکل ۸ مقطع عرضی رگ و مقادیر ویژه متناظر را نشان می دهد. مقدار مینیمم مقدار ویژه، انحنای بیشتری را نشان می دهد که متناظر با رگ است. حال می توان این انحنای ماکزیمم یا به عبارت دیگر مینیمم مقدار ویژه را شناسایی کرد. شکل ۹ نتایج این الگوریتم را نشان می دهد.



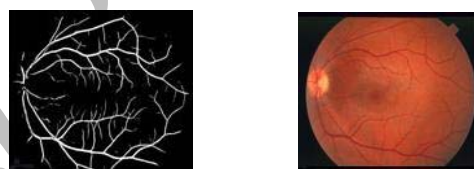
شکل ۷: حاصل کانولوشن گوسی در مقیاسهای مختلف: الف- $S=2$ ب- $S=8$ ج- $S=14$



شده اند مفید واقع می شود و قابلیت تنظیم فرکانس مناسب و در نتیجه فیلترینگ نویز و بهبود رگها را در اختیار ما می گذارد. در این مقاله یک دسته بندی کننده بیز^{۱۴} با استفاده از قانون بیشترین شباهت توابع چگالی احتمال^{۱۵} استفاده شده است. توابع توزیع احتمال بر اساس مجموعه آموزشی پیکسلهایی که به صورت دستی برچسب رگ/ غیررگ خورده اند تخمین زده می شوند. در شکل ۶ نتایج این الگوریتم را بر روی یک تصویر نمونه از پایگاه داده STARE مشاهده می کنید. مقالاتی که از تبدیل موجک در تشکیل بردار ویژگی استفاده کرده اند [۱۵-۱۲] می باشند.

۳-۳- روشهای مبتنی بر ردیابی رگها^{۱۶}

در این روشها از ردیابی برای دستیابی به ساختار رگها استفاده می شود [۱۹-۱۶]. ردیابی به کمک اطلاعات محلی انجام می پذیرد و سعی در پیدا کردن مسیری برای دستیابی به ماکزیمم انطباق با مدل پروفایل رگها دارد.



شکل ۶: نتایج روش موجک Morlet [۱۱]: الف-تصویر نمونه ب-استخراج رگها

۳-۴- روشهای مبتنی بر تحلیلهای چند مقیاسی^{۱۷}

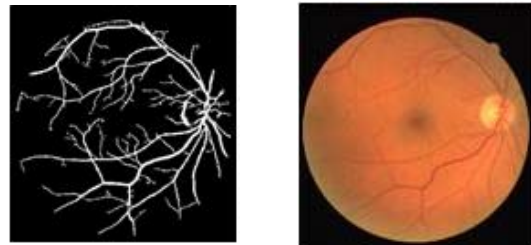
در این روشها از تحلیلهای چند مقیاسی استفاده می شود که نسبت به سایر روشها دارای این مزیت است که رگها را در هر قطر و امتداد تشخیص می دهد. در [۲۰] از تحلیل چند مقیاسی مشتق اول و دوم تصویر استفاده شده که اطلاعاتی را در مورد توپولوژی رگها به ما می دهد. ماکزیمم محلی بر روی دامنه گرادبان و ماکزیمم انحنای اصلی^{۱۸} و تانسور هسین^{۱۹} در یک فرآیند دو مرحله ای رشد ناحیه^{۲۰} مورد استفاده قرار می گیرند. در مرحله اول، محدودیت رشد بر روی نواحی با دامنه ضعیف گرادبان اعمال می شود، در مرحله نهایی این محدودیت کمتر می شود تا امکان تعریف مرزهای بین نواحی وجود داشته باشد. به طور اجمال این روش را می توان بصورت زیر خلاصه نمود.

بیان چند مقیاسی: هدف از تکنیک چند مقیاسی تولید خانواده ای از پارامترهای مشتق تصویر است که این پارامترها را با S نمایش می دهند و تصاویر حاصله را بصورت رابطه (۲) توصیف می نمایند.

$$I(x, y; s) = I(x, y) \otimes G(x, y; s) \quad (2)$$

$$G(x, y; s) = \frac{1}{2\pi s^2} e^{-\frac{x^2 + y^2}{2s^2}} \quad (3)$$

شکل ۸: الف-مقطع عرضی رگ ب-مقادیر ویژه متناظر



ب

الف

شکل ۹: نتایج روش Perez [۲۰]: الف-تصویر نمونه ب-استخراج رگها

در حدود یک‌سی‌ام قطر شبکیه می‌باشد [۳] از اینرو در تصاویر پایگاه داده DRIVE که دارای ابعاد 585×564 می‌باشند از قالبی به ابعاد 18×18 و در تصاویر پایگاه داده STARE که دارای ابعاد 605×700 می‌باشند از قالبی به ابعاد 20×20 استفاده شده است. در شکل ۱۱ مراحل اجرای عملیات پیش‌پردازش بر روی یک تصویر نمونه را مشاهده می‌کنید.

۴-۲- پنجره گذاری و پردازش محلی

در این مرحله که بخش اصلی الگوریتم را تشکیل می‌دهد، یک پنجره به ابعاد $M \times M$ بر روی تصویر حرکت داده می‌شود و مقدار پیکسل مرکزی پنجره در هر بار، با یک مقدار جدید جایگزین می‌شود. این مقدار جدید متناسب با میانگین مقادیر داخل پنجره و ماکزیمم و مینیمم کلی تصویر طبق روابط ۶ تا ۹ محاسبه می‌گردد. در بررسی انجام شده بهترین انتخاب برای M برابر یک‌چهل ابعاد تصویر می‌باشد، البته تغییرات M حول این مقدار تاثیر نامطلوبی بر روی کارایی الگوریتم نخواهد داشت، به عبارت دیگر حساسیت به مقدار M بسیار اندک می‌باشد که می‌توان آنرا نادیده گرفت. در جدول ۲ میزان پارامتر صحت به ازای مقادیر مختلف M محاسبه شده است، همانطور که مشاهده می‌شود مقدار ماکزیمم صحت در $M = 10$ (یک‌چهل ابعاد تصویر 393×395) بدست می‌آید و تغییرات M حول این مقدار، تاثیری بر روی پارامتر صحت نداشته است.

جدول ۲: محاسبه پارامتر صحت به ازای مقادیر مختلف M

M	۴	۶	۸	۱۰	۱۲	۱۴	۱۶
صحت	۰.۸۹۴	۰.۸۹۹	۰.۹۰۲	۰.۹۰۴	۰.۹۰۳	۰.۹۰۳	۰.۹۰۱

اگر f تصویر اصلی و $f(i, j)$ پیکسل مرکزی پنجره باشد آنرا با $g(i, j)$ که بصورت نرمالیزه شده نیز می‌باشد، جایگزین می‌کنیم.

$$f(i, j) \rightarrow g(i, j) = \frac{H - S f_{\min}}{S f_{\max} - S f_{\min}} \quad (6)$$

$$H = \frac{1}{\text{mean} + \left(\frac{1}{\sqrt{\text{var}}} \right) \exp\left(\frac{-(\text{mean} - f(i, j))^{0.98}}{\sqrt{\text{var}}} \right)} \quad (7)$$

$$S f_{\min} = \frac{\text{mean}}{1 + \exp\left(\frac{-(\text{mean} - f_{\min})}{\sqrt{\text{var}}} \right)} \quad (8)$$

$$S f_{\max} = \frac{\text{mean}}{1 + \exp\left(\frac{-(\text{mean} - f_{\max})}{\sqrt{\text{var}}} \right)} \quad (9)$$

$mean$ و var میانگین و واریانس مقادیر داخل پنجره و f_{\max} و f_{\min} به ترتیب مقادیر ماکزیمم و مینیمم کل

۴- پیشنهاد یک روش جدید

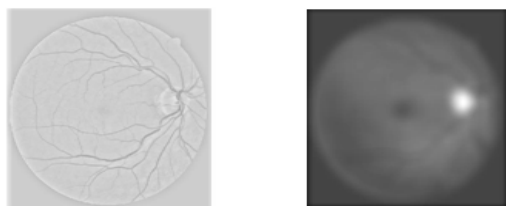
با توجه به اینکه در تصاویر شبکیه کنتراست رگها تا حدودی کم است و رگهای کوچک در برخی موارد هم سطح با پیش زمینه هستند، از اینرو به نظر می‌رسد الگوریتمی که بصورت کلی یا گلوبال عمل می‌کند نمی‌تواند مفید باشد. بررسی روشهای مختلف نیز حاکی از آن است که اجرای عمل استخراج رگها بصورت محلی بسیار مفیدتر خواهد بود. روش پیشنهادی در زیر از یک چنین اصلی پیروی می‌کند.

۴-۱- مرحله پیش پردازش و حذف اثر دیسک نوری

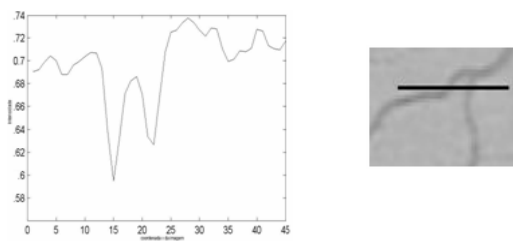
در مرحله پیش‌پردازش ابتدا یک فیلتر میانه جهت حذف نویز ضربه اعمال می‌گردد و در مرحله دوم، تصویر تحت رابطه (۵) نگاشت می‌شود. این نگاشت مقدار مثبت $f \log(f)$ را به مقادیر پیکسلها اضافه می‌کند، این امر موجب کاهش تاریکی کاذب موجود در تصاویر شبکیه می‌شود و تا حدودی اثر پیش زمینه تصویر را در مرحله آستانه‌گذاری از بین می‌برد. در شکل ۱۰ نتیجه حاصل شده از مرحله پیش‌پردازش را مشاهده می‌کنید.

$$f = f \times (1 - \log(f)) \quad (5)$$

حال نوبت به کم‌رنگ کردن اثر دیسک نوری می‌رسد. برای این منظور از تکنیک تطبیق قالب^۱ استفاده شده است، به این ترتیب که با محاسبه همبستگی یک قالب خاص با تصویر اصلی، محل تقریبی دیسک نوری تخمین زده می‌شود و در نهایت با تقسیم اصلی بر تصویر حاصل از محاسبه همبستگی و جداسازی بخشی از تصویر حاصل، که محدوده قرارگیری دیسک نوری در آن می‌باشد و جایگزین آن در تصویر اصلی، تا حدود بسیار زیادی اثر دیسک نوری کاهش می‌یابد. قالب مورد استفاده را با میانگین‌گیری از ۲۰ تصویر دیسک نوری در شبکیه‌های مختلف بدست آوردیم. از آنجایی که این قالب جهت تخمین مکان دیسک نوری می‌باشد ابعاد آن نیز باید به اندازه ابعاد دیسک نوری در تصویر انتخاب شود. قطر دیسک نوری

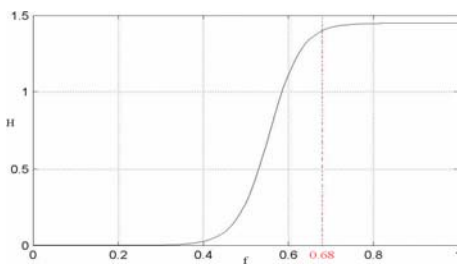


شکل ۱۱: الف- تصویر اصلی ب- قالب ج- تصویر حاصل از محاسبه همبستگی
د- تصویر حاصل از تقسیم تصویر اصلی بر تصویر ج

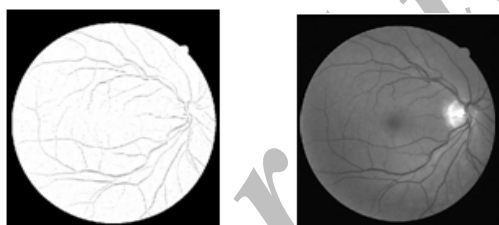


الف ب

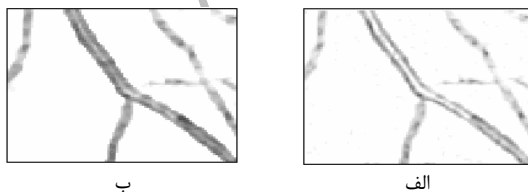
شکل ۱۲: الف- پنجره‌ای از تصویر اصلی ب- مقطع عرضی رگ



شکل ۱۳: تابع H با مقادیر $mean = 0.68$ و $var = 0.015$



شکل ۱۴: الف- تصویر اصلی ب- پس از پردازش محلی



شکل ۱۵: الف- قبل از اعمال عملیات مکمل ب- بعد از انجام عملیات مکمل

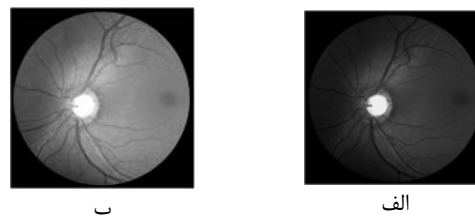
شکل ۱۶: تصویر باینری حاصل از اعمال آستانه گذاری



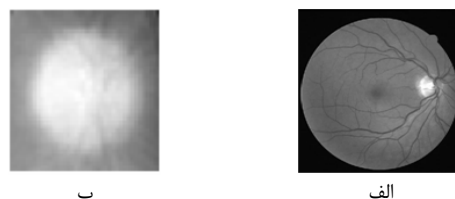
پیکسل‌های تصویر f هستند. پس از اجرای این مرحله کنتراست رگها به مقدار بسیار خوبی بهبود بخشیده می‌شود. در شکل ۱۲ یکی از این پنجره‌ها به همراه رسم یک مقطع عرضی رگ در تصویر را مشاهده می‌کنید. در این پنجره مقدار میانگین برابر $mean = 0.68$ و واریانس $var = 0.015$ است که بر اساس آن تابع H بصورت شکل ۱۳ رسم می‌گردد. از آنجا که مقادیر رگها همواره از مقدار میانگین پایین‌تر است، بنابراین مقادیر پایین‌تر از میانگین تحت تابع فوق نگاشت شده و مقادیر بزرگتر از میانگین که قطعاً رگ نمی‌باشند همگی به یک مقدار تقریباً ثابت نگاشت می‌شوند. پس از اجرای کامل این عملیات بر روی تمام تصویر، تصویر حاصله، نمایانتر شدن رگها به میزان بسیار زیادی را به دنبال خواهد داشت. شکل ۱۴ این نتیجه را نشان می‌دهد. مشکلی که در این مرحله با آن روبرو هستیم آنست که در رگهای با قطر زیاد که پنجره مورد نظر تمام سطح آنها را نمی‌پوشاند، پس از اتمام کار مرکز این رگها تهی می‌شود و بصورت دو خط موازی ظاهر می‌شوند. جهت رفع این مشکل پس از اعمال پردازش محلی از یکسری عملیات مورفولوژی^{۲۲} که تحت عنوان عملیات مکمل از آنها یاد می‌کنیم، جهت پرکردن فضای بین مرز رگها استفاده می‌کنیم. شکل ۱۵ چگونگی اثر گذاری این عملیات مکمل را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود عملیات مکمل قطر رگها را تغییر نمی‌دهد.

۴-۳- آستانه گذاری

در این مرحله با اعمال آستانه‌گذاری بر روی تصویر مرحله قبل، یک تصویر باینری را تشکیل می‌دهیم که مقادیر یک بیانگر پیکسل‌های رگ و مقادیر صفر بیان‌کننده پیکسل‌های غیررگ هستند. آستانه انتخابی برای همه تصاویر از طریق هیستوگرام تصویر انتخاب می‌شود. شکل ۱۶ تصویر باینری حاصل از آستانه گذاری را نشان می‌دهد.



شکل ۱۰: اعمال مرحله پیش‌پردازش: الف- تصویر اصلی ب- پس از پیش‌پردازش



الف ب

۵- مقایسه نتایج

می‌انجامد. مزایای این روش را می‌توان به شرح زیر بیان نمود.

- ۱- همانطور که می‌دانیم سرعت نقش بسیار مهمی در سیستمهای تشخیص هویت دارد. الگوریتم حاضر با در نظر گرفتن این مهم، از سرعت بسیار بالای پردازش برخوردار است.
- ۲- حساسیت بالای الگوریتم و آشکارسازی رگهای کوچک که این مزیت هم در هدفی که این مقاله دنبال می‌کند یعنی تشخیص هویت از اهمیت بالایی برخوردار است.
- ۳- حذف اثر مرز دیسک نوری تا حد بسیار مطلوبی، مشکلی که بسیاری از الگوریتمهای موجود با آن روبرو هستند.

جدول ۳: معیار حساسیت بر روی تصاویر پایگاه داده DRIVE

سال انتشار	حساسیت	روش
مقاله حاضر	۰/۷۳۱	Farzin et al.
۲۰۰۴	۰/۷۱۸	[۹] Staal et al.
۱۹۹۹	۰/۷۰۸	[۲۰] Perez
۲۰۰۴	۰/۶۷۹	[۲۱] Niemeijer et al.
۲۰۰۱	۰/۶۶۹	[۲۲] Zana et al.
۲۰۰۳	۰/۶۴۸	[۱۱] Jiang et al.
۱۹۸۹	۰/۲۷۱	[۵] Chaudhuri

جدول ۴: معیار صحت بر روی تصاویر پایگاه داده STARE

سال انتشار	صحت	روش
۲۰۰۴	۰/۹۵۱	[۹] Staal et al.
۲۰۰۷	۰/۹۴۸	Farzin et al.
۲۰۰۵	۰/۹۴۷	[۱۲] Soares et al.
۲۰۰۶	۰/۹۴۵	[۲۴] Di Wu et al.
۲۰۰۰	۰/۹۲۷	[۱۰] Hoover
۲۰۰۳	۰/۹۰۰	[۱۱] Jiang et al.

جدول ۵: معیار صحت بر روی تصاویر پایگاه داده DRIVE

سال انتشار	صحت	روش
۲۰۰۴	۰/۹۴۱	[۹] Staal et al.
۲۰۰۴	۰/۹۴۰	[۲۱] Niemeijer et al.
۲۰۰۷	۰/۹۳۷	Farzin et al.
۲۰۰۱	۰/۹۳۶	[۲۲] Zana et al.
۲۰۰۳	۰/۹۲۲	[۱۱] Jiang et al.
۱۹۹۹	۰/۹۱۸	[۲۰] Perez
۱۹۸۹	۰/۸۸۹	[۵] Chaudhuri

در این قسمت به مقایسه چند روش با روش پیشنهادی در این مقاله می‌پردازیم. روش Niemeijer [۲۱] بر پایه دسته بندی کننده kNN عمل می‌کند و بردار ویژگی از میزان سطوح روشنایی پیکسلها تشکیل می‌شود و در دسته روشهای مبتنی بر تقسیم‌بندی پیکسلها قرار می‌گیرد. روش Chaudhuri [۵] در بخش قبل مورد بررسی قرار گرفت و بر پایه فیلترهای منطبق عمل می‌کند. روش Perez [۲۰] نیز در بخش قبل معرفی شد و بر اساس تحلیل‌های چند مقایسه می‌باشد. روش Zana [۲۱] بر مبنای استفاده از ریاضیات مورفولوژی^{۲۳} عمل می‌کند و با اجرای یکسری عملیات مورفولوژی و در نهایت اعمال یک مرحله آستانه‌گذاری، عمل استخراج رگها را انجام می‌دهد. در روش Jiang [۱۱] استخراج رگها را توسط یک آستانه گذاری محلی منطبق بر پایه جستجوی چند آستانه‌ای پیشنهاد می‌کند، چرا که معتقد است آستانه گذاری عمومی به دلیل یکنوا نبودن پیش‌زمینه تصاویر شبکیه نمی‌تواند مفید باشد. روشی که در این مقاله ارائه گردیده در دسته روشهای Window based قرار می‌گیرد و یک پنجره با سایز کوچک بر روی تصویر حرکت می‌کند و پیکسل مرکزی آن در هر بار با مقدار جدید بر اساس یک منطق ریاضی خاصی جایگزین می‌گردد. معیارهای صحت^{۲۴}، حساسیت^{۲۵} و خصوصیت^{۲۶} نیز اغلب در مقایسه نتایج روشهای مختلف با هم مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجا که معیار حساسیت در امر شناسایی هویت بسیار مهم است یکی از مزیت‌های روش پیشنهادی این مقاله بالا بودن این معیار نسبت به سایر روشهاست، البته بالا بودن معیار حساسیت نسبی است و نباید به قیمت پایین آمدن دقت یا معیار صحت شود که خوشبختانه دقت این روش نیز در حد بسیار قابل قبولی قرار دارد. در ادامه نتایج را در دو پایگاه داده DRIVE و STARE با چند روش مختلف که از بهترین روشهای حاضر در امر ناحیه‌بندی رگها هستند، مورد بررسی قرار خواهیم داد. ابتدا نتایج را برای یک تصویر نمونه در پایگاه داده DRIVE به ازای روشهای مختلف و روش مقاله حاضر در شکل ۱۷ مشاهده می‌کنید. با اعمال تغییراتی در عملیات مورفولوژی^{۲۷} عملکرد بهتری از نتایج الگوریتم بر روی تصاویر این دو پایگاه داده بدست آمد که نتایج را در جدولهای ۵-۳ مشاهده می‌کنید. جدول ۳ بیان کننده معیار حساسیت می‌باشد. همچنین مقایسه معیار صحت در دو پایگاه داده، در جدولهای ۴ و ۵ آورده شده است [۲۵].

۶- نتیجه گیری

در این مقاله روشی جدید برای استخراج رگهای خونی در تصاویر شبکیه ارائه گردید. الگوریتم این روش تحت MATLAB 7 نوشته شده و اجرای آن توسط یک کامپیوتر قابل حمل با پردازشگر

۷- مراجع

[۱] C. Simon and I. Goldstein, "A New Scientific Method of Identification," New York State, Journal of Medicine, Vol. 35, No. 18, pp. 901-906, September, 1935.

[۲] R.B.Hill, "Apparatus and method for identifying individuals through their retinal vasculature patterns," U.S.Patent 4,109,237, August 22, 1978.

[۳] K. G. Goh, W. Hsu, M. L. Lee. "An Automatic Diabetic Retinal Image Screening System," Medical Data Mining and Knowledge Discovery, Springer-Verlag, 2000.

[۴] L. Gang, O. Chutatape, and S. M. Krishnan. "Detection and measurement of retinal vessels in fundus images using amplitude modified second-order gaussian filter". IEEE Trans on Biomedical Engineering, 49(2):168-172, 2002.

[۵] S. Chaudhuri, S. Chatterjee, N. Katz, M. Nelson, and M. Goldbaum, "Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters," IEEE Trans on Med. Image., vol. 8, pp. 263-269, Sept.1989.

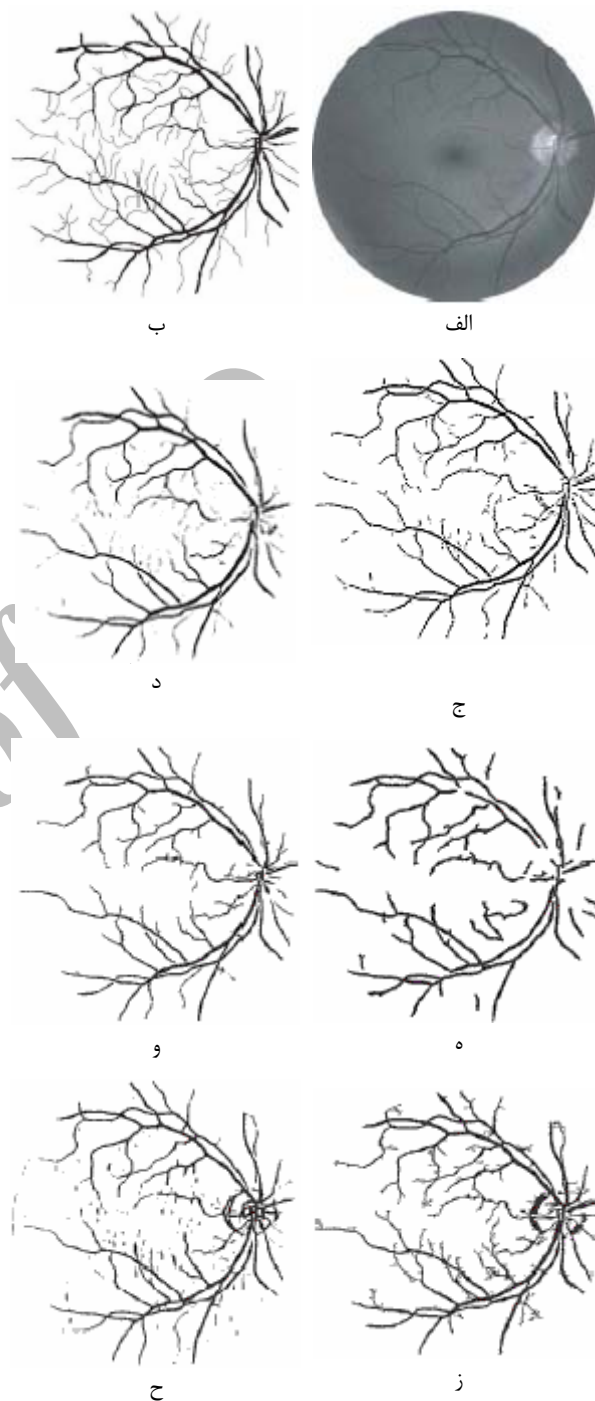
[۶] T. Lindeberg. "Edge detection and ridge detection with automatic scale selection," International Journal of Computer Vision, pages 117-156, Nov. 1998.

[۷] A. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken, and M. A. Viergever. "Multiscale vessel enhancement filtering," In Proceedings of the 1st International Conference of Medical Image Computing and Computer-Assisted intervention (MICCAI 1998), pp. 130-137, 1998.

[۸] V. Mahadevan, H. Narasimha-Iyer, B. Roysam, and H. Tanenbaum. "Robust model-based vasculature detection in noisy biomedical images," IEEE Trans on Information Technology in Biomedicine, 8(3):360-376, 2004.

[۹] J. J. Staal, M. D. Abr`amoff, M. Niemeijer, M. A. Viergever, and B. van Ginneken, "Ridge based vessel segmentation in color images of the retina," IEEE Trans on Medical Imaging, vol. 23(4): 501-509, 2004.

[۱۰] A. Hoover, V. Kouznetsova, and M. Goldbaum, "Locating blood vessels in retinal images by piece-wise threshold probing of a matched filter response," IEEE Trans. Med. Image., vol. 19, pp. 203-210, Mar.2000



شکل ۱۷: الف. تصویر نمونه ب. استخراج دستی رگها ج. روش پیشنهادی حاضر د. روش Niemeijer ه. روش Jiang و. روش Zana ز. روش Perez ح. روش Chaudhuri

- Y. A. Tolias and S. M. Panas. "A fuzzy vessel tracking algorithm for retinal images based on fuzzy clustering," IEEE Trans on Medical Imaging, 17:263-273, April 1998. [۱۹]
- M. E. Martinez-Perez, A. D. Hughes, A. V. Stanton, S. A. Thom, A. A. Bharath, and K. H. Parker, "Retinal blood vessel segmentation by means of scale-space analysis and region growing," In Medical Image Computing and Computer-assisted Intervention-MICCAI, 1999, pp.90-97. [۲۰]
- M. Niemeijer, J. J. Staal, B. van Ginneken, M. Loog, and M. D. Abramoff, "Comparative study of retinal vessel segmentation methods on a new publicly available database," In SPIE Medical Imaging, J. M. Fitzpatrick and M. Sonka, Eds., vol. 5370, pp. 648-656, 2004. [۲۱]
- F. Zana and J. Klein, "Segmentation of vessel-like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation," IEEE Trans on Image Processing, 10(7):1010-1019, 2001. [۲۲]
- M. Sofka, and C.V. Stewart, "Retinal Vessel Extraction Using Multiscale Matched Filters," Confidence and Edge Measures August 16, 2005 [۲۳]
- Di Wu, Ming Zhang, Jyh-Charn Liu, and Wendall Bauman, "On the Adaptive Detection of Blood Vessels in Retinal Images," IEEE Trans on Biomedical Engineering, vol. 53(2), Feb 2006. [۲۴]
- <http://www.isi.uu.nl/Research/DRIVE> [۲۵]
- <http://www.ces.clemson.edu/~ahoover/stare> [۲۶]
- ه. جفریانی، ح. ابریشمی مقدم، م. ش. معین، "روشی جدید برای بررسی هویت افراد بر اساس تصاویر شبکیه"، یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران-۱۳۸۲ [۲۷]
- X. Jiang and D. Mojon, "Adaptive local thresholding by verification based multithreshold probing with application to vessel detection in retinal images," IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 25(1): 131-137, 2003. [۱۱]
- J. V. B. Soares, J. J. G. Leandro, R. M. Cesar Jr., H. F. Jelinek, and M. J. Cree. "Using the 2-D morlet wavelet with supervised classification for retinal vessel segmentation". In IV Workshop de Teses e Dissertações em Computação Gráfica e Processamento de Imagens, CD-ROM - 18th Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing, Natal, RN, 2005. [۱۲]
- W. T. Freeman and E. Adelson. "The design and use of steerable filters," IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(9):891-906, Sept 1991. [۱۳]
- D. J. Cornforth, H. J. Jelinek, J. J. G. Leandro, J. V. B. Soares, Jr. R. M. Cesar, M. J. Cree, P. Mitchell, T. Bossamaier, "Development of Retinal Blood Vessel Segmentation Methodology Using Wavelet Transforms Assessment of Diabetic Retinopathy," Eighth Asia Pacific Symposium on Intelligent and Evolutionary Systems, Cairns, Australia, pp. 50-60, 2004. [۱۴]
- J. J. G. Leandro, J. V. B. Soares, R. M. Cesar Jr., and H. F. Jelinek. "Blood vessels segmentation in non-mydratic images using wavelets and statistical classifiers," In Proc. of the 16th Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing - SIBGRAPI, pages 262-269. IEEE Computer Society Press, 2003. [۱۵]
- X. Gao, A. Bharath, A. Stanton, A. Hughes, N. Chapman, and S. Thom. "A method of vessel tracking for vessel diameter measurement on retinal images," In ICIP01, pages II: 881-884, 2001. [۱۶]
- M. Lalonde, L. Gagnon, and M.-C. Boucher. "Non-recursive paired tracking for vessel extraction from retinal images," In Proc. of the Conference Vision Interface 2000, pages 61-68, 2000. [۱۷]
- A. Can, H. Shen, J. N. Turner, H. L. Tanenbaum, and B. Roysam. "Rapid automated tracing and feature extraction from retinal fundus images using direct exploratory algorithms," IEEE Trans on Information Technology in Biomedicine, 3(2):125-138, 1999. [۱۸]

۸- پی نوشتها

- ۱- Green Plan
- ۲- Model-based Method
- ۳- Ridges-Based
- ۴- Window Based Method
- ۵- Match Filters
- ۶- Gaussian Model
- ۷- Primitive Based Method
- ۸- Ridges
- ۹- Primitives
- ۱۰- Patches
- ۱۱- Accuracy
- ۱۲- Supervised Classification
- ۱۳- Supervised Classification
- ۱۴- Bayesian Classification
- ۱۵- Maximum Likelihood
- ۱۶- Vessel Tracking Methods
- ۱۷- Multiscale Analysis
- ۱۸- Maximum Principal Curvature
- ۱۹- Hessian Tensor
- ۲۰- Region Growing
- ۲۱- Template Matching
- ۲۲- Opening and Closing
- ۲۳- Mathematic Morphology
- ۲۴- Accuracy
- ۲۵- Specificity
- ۲۶- Sensitivity
- ۲۷- Dilation and Erosion