

آشکارسازی خودکار میکروآنورسزم در تصاویر رنگی رقمی شبکه چشم با روش تبدیل رادون محلی

حمیدرضا پوررضا^۱، محمد حسین بحرینی طوسی^۲، علیرضا مهدیزاده^{۳*}، رضا پوررضا^۴، میثم توکلی^۵

- ۱- دانشیار گروه مهندسی کامپیوتر، دانشگاه فردوسی مشهد، ایران
- ۲- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران.
- ۳- استادیار مرکز تحقیقات فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران.
- ۴- دانشجوی دکتری تخصصی گروه مهندسی کامپیوتر، دانشگاه فردوسی مشهد، ایران.
- ۵- دانشجوی کارشناسی ارشد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۱۲/۱۵

تاریخ دریافت: ۸۷/۱۰/۵

چکیده

مقدمه: رتینوپاتی دیابتی جزو خطرناکترین و شایع‌ترین بیماری‌های سیستم بینایی انسان به شمار می‌آید و اصلی‌ترین عامل نابینایی در بزرگسالان بین ۲۰ تا ۶۰ سال می‌باشد. طبق آمار منتشر شده، حدود ۲٪ از افرادی که مدت ۱۵ سال از ابتلا به دیابت آنها گذشته است، کاملاً فاقد بینایی هستند و حدود ۱۰٪ از این افراد از اختلالات بینایی رنج می‌برند. تشخیص میکروآنورسزمها که از اولین علائم آشکار بیماری رتینوپاتی دیابتی در شبکه چشم هستند، باعث تشخیص این بیماری در مراحل ابتدایی آن می‌شود در این مقاله به معرفی روشی نوین برای آشکارسازی خودکار میکروآنورسزم در تصاویر رنگی شبکه چشم پرداخته شده است.

مواد و روشها: روش مذکور دارای سه مرحله اصلی است که در مرحله اول تصویر ورودی تحت پیش‌پردازش قرار می‌گیرد تا بصورت تصویری با پس‌زمینه یکنواخت و کنتراست مناسب درآید. در مرحله دوم با استفاده از تبدیل رادون محلی نقاط کاندیدا از تصویر آشکارسازی می‌شوند. در مرحله سوم با بهره‌گیری از روش طبقه بندی *SVM* نقاط کاندیدا تحت آزمون قرار می‌گیرد تا اعتبار آنها تأیید و یا رد شود. برای آزمایش الگوریتم از یک مجموعه شامل ۱۰۰ تصویر شبکه که نقاط مربوط به میکروآنورسزم آنها توسط چشم‌پزشک مشخص شده بود، استفاده شده است.

نتایج: مطابق این روش، نرخ حساسیت بدست آمده در تشخیص بیماری برابر ۱۰۰٪ و در تشخیص دقیق مکان عارضه برابر ۹۷٪ و نیز ویژگی در تشخیص بیماری ۹۰٪ و تعداد میانگین تشخیص خطای مثبت برابر ۵ بوده است.

بحث و نتیجه‌گیری: اعداد بدست آمده برای نرخ حساسیت و نیز میانگین تشخیص خطای مثبت، این الگوریتم را جزو دقیق‌ترین الگوریتم‌های این حوزه قرار می‌دهد، ضمن اینکه در این الگوریتم به دلیل استفاده از تبدیل رادون، حساسیت به نویز موجود در تصاویر حذف شده و الگوریتم در مقابل این پدیده اجتناب‌ناپذیر مقاوم می‌باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶ شماره ۱، پیاپی ۲۲، بهار ۸۸، ۲۰-۱۳)

واژگان کلیدی: تبدیل رادون محلی، رتینوپاتی دیابتی، میکرو آنورسزم،

* نویسنده مسؤل: علیرضا مهدیزاده

آدرس: شیراز، مرکز تحقیقات فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم

پزشکی شیراز

Mehdzade@sums.ac.ir

تلفن و نمابر: ۲۳۴۹۳۳۲ - (۷۱۱) ۹۸+

۱- مقدمه

رتینوپاتی دیابتی^۱ جزو خطرناکترین و شایع‌ترین بیماریهای سیستم بینایی انسان به شمار می‌آید و اصلی‌ترین عامل نابینایی در بزرگسالان بین ۲۰ تا ۶۰ سال می‌باشد. طبق آمار منتشر شده، حدود ۲٪ از افرادی که مدت ۱۵ سال از ابتلا به دیابت آنها گذشته است، کاملاً فاقد بینایی هستند و حدود ۱۰٪ از این افراد از اختلالات بینایی رنج می‌برند [۲،۱]. همچنین بر اساس آمار دیگری در آمریکا سالانه هزینه‌ای معادل ۵۰۰ میلیون دلار به دلیل کوری ناشی از دیابت هزینه می‌شود [۳].

علت بیماری رتینوپاتی دیابتی افزایش میزان گلوکز در خون است که منجر به ایجاد تغییراتی در دیواره عروق می‌شود. اولین نشانه ایجاد تغییرات در دیواره عروق میکروآنوریزمها^۲ هستند که بصورت لکه‌های قرمز رنگ کوچکی در سطح شبکیه ظاهر می‌شوند. میکروآنوریزمها به تنهایی باعث ایجاد نابینایی نمی‌شوند، بلکه عدم توجه به بیماری و توسعه آن منجر به ایجاد عروق جدید و همچنین دیگر عوارض و نهایتاً منتهج به اختلالات بینایی می‌شود. لذا تشخیص میکروآنوریزمها در تصویر شبکیه به منزله تشخیص رتینوپاتی دیابتی در مراحل اولیه ابتلا به آن و اقدام برای پیشگیری، درمان و جلوگیری از نابینایی است [۴].

بعلت اهمیت فراوان آشکارسازی میکروآنوریزمها در تشخیص خودکار و نیمه‌خودکار بیماری رتینوپاتی دیابتی، تحقیقات زیادی در این زمینه انجام و نتایج آنها منتشر شده است. در اکثر مقالات موجود، تصاویر تحت پردازش آنژیوگرافی‌های فلوروسین^۳ هستند. که در این تصاویر میکروآنوریزمها بصورت لکه‌های کوچک روشن، با شکل گرد رویت می‌شوند. اما در صورت پردازش مولفه سبز

تصاویر رنگی، مسئله مشابه حالت قبل می‌باشد. تنها تفاوت این دو مورد این است که میکروآنوریزمها در مولفه سبز بصورت لکه‌های تاریک دیده می‌شوند. همچنین کنتراست میکروآنوریزمها نسبت به پیش‌زمینه، در تصاویر آنژیوگرافی فلوروسین نسبت به مولفه سبز در فضای رنگ قرمز- سبز- آبی بیشتر می‌باشد. لذا نتایج کلی روشها با یکدیگر قابل مقایسه می‌باشند.

اولین الگوریتم تشخیص میکروآنوریزمها در سال ۱۹۸۳ ارائه شده که تصاویر ورودی آن بصورت تصاویر آنژیوگرافی فلوروسین بوده است. در این الگوریتم از عملگر مورفولوژیک باز کردن^۴ با عنصر ساختاری خطی که در جهت های مختلف قرار می‌گیرد، استفاده شده است. بدین ترتیب، نتیجه عملیات باز کردن، حذف میکروآنوریزمها و حفظ نقاط مربوط به عروق شبکیه می‌باشد. با تفریق حاصل باز کردن از تصویر اولیه، نتیجه نهایی حاصل شده است [۵]. این الگوریتم مبنای بسیاری از مقالات منتشر شده بعدی نیز بوده است.

در روش دیگری که مبنای آن فیلترهای منطبق می‌باشد، برای بهبود نتایج، استفاده از حذف سایه و نرمال‌سازی بازه دینامیکی تغییرات سطوح خاکستری پیشنهاد شده است [۶]. همین محقق در سال ۱۹۹۶ روش جدیدی را پیشنهاد داد که کاملاً متفاوت از رویکرد قبلی بود. در این روش از تبدیل مورفولوژیک top-hat استفاده شده و پس از بدست آمدن نتایج اولیه، با استفاده از یک روش طبقه‌بندی نتایج بهبود داده شده است [۷].

الگوریتمهای مشابهی در سالهای ۲۰۰۲ و ۲۰۰۳ ارائه شده است که بنای تشخیص اولیه در آنها، عملگر مورفولوژیک بستن^۵ می‌باشد. در هر دوی این الگوریتمها از روش طبقه بندی نزدیک ترین همسایگی K^۶ جهت تصمیم سازی

⁴ Opening
⁵ Closing
⁶ KNN

¹ Diabetic Retinopathy
² Microaneurysm
³ Fluorescein Angiographies

میکروآنورسیمها در آن با رنگ سفید نمایش داده شده‌اند. توضیحات مربوط به بخش‌های مختلف سیستم در زیر بخشهای ۳-۱ تا ۳-۳ آورده شده است.

پیش‌پردازش

تصاویر ورودی الگوریتم در فضای رنگ قرمز- سبز- آبی پردازش می‌شوند. به علت خصوصیات رنگی میکروآنورسیمها، کنتراست بین میکروآنورسیمها و پس‌زمینه در مؤلفه سبز نسبت به دیگر مؤلفه‌ها بالاتر بوده و این مؤلفه جهت پردازشهای بعدی انتخاب شده است.

یکی از مشکلات تصاویر شبکیه، عدم یکنواخت بودن سطح روشنایی پس‌زمینه در سراسر تصویر می‌باشد که این امر بر عملکرد الگوریتم پیشنهادی که مبنای آن تبدیل دارون و انتگرال‌گیری است، تأثیر منفی دارد. برای رفع این مشکل از عملیات همسان‌سازی هیستوگرام استفاده شده است. نتیجه این کار تصویری است که علاوه بر برخورداری از پس‌زمینه نسبتاً یکنواخت، دارای کنتراست بهبود یافته بین پیکسل‌های میکروآنورسیمها و پیکسل‌های پس‌زمینه می‌باشد که منجر به افزایش قدرت تمیزدهی بین این دو دسته پیکسلها می‌شود.

دیگر مشکل مرتبط با تصاویر که در فرایند آشکارسازی وجود دارد، حضور پارامترهایی در الگوریتم است که برای هر یک از تصاویر ورودی باید تنظیم گردند. برای حل این مسأله و دستیابی به مقادیر یکسان برای کلیه تصاویر، تنظیم پارامتها برای یک تصویر مرجع انجام می‌شود و سپس برای تصویر ورودی، هیستوگرام مؤلفه سبز تصویر ورودی به شکل هیستوگرام مؤلفه سبز تصویر مرجع تغییر شکل داده می‌شود؛ برای این منظور از عملیات مشخص‌سازی هیستوگرام استفاده شده است.

بدین ترتیب، با انجام دو عملیات همسان‌سازی و مشخص‌سازی هیستوگرام مؤلفه سبز که بخش پیش‌پردازش الگوریتم را تشکیل می‌دهند، دستیابی به تصاویری با پس‌زمینه یکنواخت، کنتراست بهبود یافته و هیستوگرامهای مشابه محقق می‌شود.

نهایی استفاده شده است [۸، ۹].

آخرین روش ارائه شده در این حوزه که در آن برای افزایش کنتراست تصویر، از روش بهبود تصویر با چند جمله‌ای بصورت محلی استفاده شده است. همچنین با حذف سایه‌های تصویر، کیفیت آن ارتقاء داده شده است. در این روش برای تشخیص اولیه میکروآنورسیمها عملگر بستن بکار گرفته شده است و نقاط کاندیدا در مرحله نهایی پس از استخراج بردار ویژگی ۱۵ بعدی، با استفاده از روش تخمین هسته توزیع طبقه بندی گردیده‌اند [۴].

مروری بر تحقیقات این حوزه نشان می‌دهد که کلیه روشهای موجود، دارای مبنای مورفولوژیک هستند و رویکرد مشابهی به مسأله آشکارسازی میکروآنورسیمها دارند. در حالیکه در این مقاله روشی ارائه شده است که با رویکردی کاملاً متفاوت به حل مسأله پرداخته است که مبنای آن تبدیل رادون می‌باشد.

۲- مواد و روشها

الگوریتم پیشنهادی دارای سه مرحله اصلی می‌باشد که عبارتند از پیش‌پردازش، تشخیص نقاط کاندیدا، طبقه‌بندی. شکل ۱ شمای کلی این الگوریتم را نمایش می‌دهد.

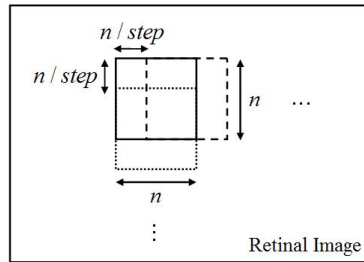


شکل ۱- شمای کلی الگوریتم

تصویر ورودی این سیستم، یک تصویر رنگی تهیه شده از شبکیه چشم در فضای قرمز- سبز- آبی و تصویر خروجی آن یک تصویر دودویی^۱ است که نقاط مربوط به

^۱ Binary

است که ترکیب آن با n نرخ همپوشانی پنجره‌های مجاور را تعیین می‌کند. نحوه همپوشانی در شکل ۲ نمایش داده شده است.



شکل ۲- نحوه همپوشانی پنجره‌های مجاور

پس از بخش‌بندی تصویر، تبدیل رادون به هر یک از پنجره اعمال شده و با تحلیل تصویر در فضای رادون، حضور و یا عدم حضور میکروآنوریزمها در پنجره تحت پردازش مشخص می‌شود. از آنجاییکه تبدیل رادون نسبت به نویزهای موجود در تصویر حساس نیست، روش پیشنهادی نسبت به نویز تصاویر مقاوم می‌باشد.

تبدیل رادون تابع پیوسته دوبعدی $g(x, y)$ که در راستای x و y به ترتیب تنها در بازه‌های $[1, X]$ و $[1, Y]$ دارای مقدار است، بصورت رابطه (۱) تعریف می‌شود.

$$R(\rho, \theta) = \int_1^Y \int_1^X g(x, y) \delta(\rho - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy \quad (1)$$

در رابطه (۱)، $R(\rho, \theta)$ تبدیل رادون و $\delta(x)$ تابع دیراک می‌باشد. در این الگوریتم، مقادیر X و Y برابر ابعاد پنجره (n) است. با محاسبه تبدیل رادون برای پنجره ورودی که تابعی گسسته است، ماتریسی حاصل می‌شود که هر ستون آن متناظر با تصویر پنجره در یک زاویه می‌باشد. تبدیل رادون بر مبنای انتگرال‌گیری عمل می‌کند و به دلیل اینکه طول قطر پنجره نسبت به طول ضلع آن بیشتر است، احتمال وقوع پیک تبدیل رادون در راستای قطری $(\rho = n\sqrt{2}, \theta \approx 45^\circ \text{ or } \theta \approx 135^\circ)$ بیشتر می‌باشد. برای رفع این مشکل و حذف اثر زاویه، پنجره ابتدا توسط یک ماسک دایروی فیلتر شده و سپس تبدیل رادون به آن اعمال می‌شود. ماسک استفاده شده و نحوه فیلتر نمودن در شکل ۳ نمایش داده است.

در تصویر پیش‌پردازش شده، میکروآنوریزمها نسبت به پس‌زمینه تیره‌تر می‌باشند. لذا با محاسبه مکمل مؤلفه سبز که I نامیده می‌شود، میکروآنوریزمها از پس‌زمینه تیره‌تر خواهند بود. این کار باعث می‌شود که پس از محاسبه تبدیل رادون، میکروآنوریزمها با پیکهای تبدیل رادون (بجای دره‌های آن) متناظر باشند.

تشخیص نقاط کاندیدا

روش پیشنهادی برای تشخیص نقاط کاندیدا بر مبنای تبدیل رادون محلی عمل می‌کند. لذا I بدست آمده از مرحله پیش‌پردازش، باید به پنجره‌هایی به شکل مربع که دارای همپوشانی هستند، بخش‌بندی شود و سپس میکروآنوریزمها در هر پنجره آشکارسازی گردند. طول ضلع پنجره، n ، تأثیر مستقیمی بر فرآیند آشکارسازی دارد؛ انتخاب پنجره‌ای با ابعاد بزرگ منجر به کاهش دقت آشکارسازی می‌شود، زیرا میکروآنوریزمها که بصورت لکه روشنی در فضای پنجره واقع است باعث ایجاد یک پیک در فضای رادون می‌شود، درحالی‌که با انتخاب n بزرگ تأثیر میکروآنوریزمها بر این پیک کمتر شده و تشخیص آن مشکل‌تر خواهد بود. پنجره‌ای با ابعاد بسیار کوچک (حتی کمتر از قطر میکروآنوریزمها) باعث می‌شود که هیچ میکروآنوریزمی بطور کامل در فضای پنجره قرار نگرفته و لذا آشکارسازی نگردد. بصورت تجربی در پیاده‌سازی دریافتیم که با انتخاب n معادل تقریباً دو برابر میانگین قطر میکروآنوریزمهای تصاویر، بهترین نتایج حاصل می‌شود.

پارامتر دیگری که بر دقت الگوریتم تأثیرگذار است نرخ همپوشانی پنجره‌ها می‌باشد، پنجره‌های غیر همپوشان به شدت دقت الگوریتم را کاهش می‌دهند زیرا ممکن است میکروآنوریزمهایی وجود داشته باشند که بین دو پنجره مجاور واقع شوند و توسط هیچ‌یک از پنجره‌ها پوشش داده نشوند، درصورتیکه با انتخاب پنجره‌های همپوشان، هر میکروآنوریزمها در فضای حداقل یک پنجره واقع خواهد شد. به این منظور پارامتری به نام گام ($step$) تعریف شده

به آن، تبدیل رادون آن محاسبه می‌گردد. با تفاضل تبدیل رادون اخیر از تبدیل رادون پنجره تحت پردازش، ماتریس رادونی بدست می‌آید که تا حد امکان تأثیر پس‌زمینه از آن حذف شده است. این عمل توسط رابطه (۲) نشان داده شده است.

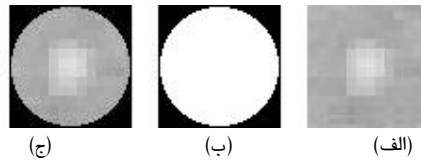
$$R_{new} = \begin{cases} R_w - R_{mean} & \text{if } (R_w - R_{mean}) \geq 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

در رابطه (۲)، R_w تبدیل رادون اولیه پنجره است، R_{mean} تبدیل رادون پنجره‌ای است که با میانگین تصویر ایجاد شده و R_{new} ماتریس رادون نهایی است. با محاسبه R_{new} شروط دوگانه ذکر شده، در این ماتریس آزموده می‌شود. برای این کار در هر ستون این ماتریس مقدار و اندیس پیک که به ترتیب با P_α و iP_α نمایش داده می‌شوند، مشخص می‌گردند. سپس از iP_α به اندازه W در دو جهت فاصله گرفته می‌شود، مقادیر این دو مؤلفه نیز با $R_{new}(iP_\alpha \pm W, \alpha)$ نمایش داده می‌شود. شروط دوگانه بصورت رابطه (۳) بیان می‌شود.

$$\begin{cases} 1 - P_\alpha \geq t_u \\ 2 - R_{new}(iP_\alpha \pm W, \alpha) \leq t_l \end{cases} \quad (3)$$

در صورت حضور میکروآنورسیمها در پنجره، شروط فوق باید در کلیه ستونها برقرار باشد. اما این شرط نسبتاً سخت‌گیرانه بوده بنابراین در پیاده‌سازی الگوریتم، پنجره‌ای به عنوان پنجره حاوی میکروآنورسیمها در نظر گرفته می‌شود که تعداد ستونهایی از ماتریس R_{new} متناظر با آن که شروط در آنها صادق است بزرگتر از مقدار آستانه t_c باشد. مقادیر آستانه t_u ، t_l و t_c بصورت تجربی تعیین می‌گردد.

بدین ترتیب مرحله تشخیص نقاط کاندیدا خاتمه می‌یابد، نقاط کاندیدا پنجره‌هایی هستند که حضور میکروآنورسیمها در آنها در این مرحله تشخیص داده شده است. برای ایجاد نتیجه نهایی، این تشخیص اولیه در مرحله کلاسه‌بندی تست پردازش بیشتر قرار می‌گیرد تا نتایج دقیق‌تری حاصل شود.



شکل ۳- نحوه فیلتر نمودن پنجره توسط ماسک، الف) پنجره ورودی (ب) ماسک ج) پنجره فیلتر شده

میکروآنورسیمها که دارای روشنایی بیشتری نسبت به پس‌زمینه تصویر هستند، در فضای رادون ایجاد یک قله می‌نمایند. به خاطر الگوی دایروی این لکه‌های روشن، قله ذکر شده در تمام زوایا وجود دارد؛ لذا پنجره‌ای که حاوی میکروآنورسیمها است، در کلیه ستونهای ماتریس رادون متناظر دارای یک قله خواهد بود. شکل دایروی میکروآنورسیمها باعث می‌شود که قله شکل گوسی بخود بگیرد، همچنین با توجه به اینکه تغییرات قطر میکروآنورسیمها در شبکیه در بازه خاص و محدودی است، توابع گوسی دارای پهنای مشابهی می‌باشند. با توجه به این توضیحات با مشاهده الگوی گوسی در کلیه ستونهای ماتریس رادون، حضور میکروآنورسیمها تأیید می‌شود. اما به دلیل مشکل بودن تشخیص الگوی گوسی، از معیار ساده‌تری استفاده شده است، که شامل ۲ شرط می‌باشد.

در هر یک از ستونها باید قله‌ای مشاهده شود که ارتفاع آن از مقدار آستانه‌ای بیشتر باشد.

با فاصله‌گیری از قله به اندازه خاصی باید ارتفاع مؤلفه مربوطه از ستون تست پردازش ماتریس رادون، کمتر از مقدار آستانه دیگری باشد.

به دلیل اینکه تبدیل رادون متأثر از پس‌زمینه است، میزان روشنایی پس‌زمینه تأثیر چشم‌گیری بر دامنه این تبدیل در زوایای مختلف دارد. علیرغم یکنواخت نمودن نسبی پس‌زمینه در مرحله پیش پردازش، هنوز اثر آن بطور کامل حذف نشده است. برای مستقل نمودن مقدار دامنه تبدیل رادون از روشنایی پس‌زمینه، تصویری که شدت روشنایی آن برابر میانگین شدت روشنایی پیکسلهای پنجره تحت پردازش است ایجاد می‌شود و پس از اعمال فیلتر دایروی

کلاسه‌بندی

در مرحله کلاسه بندی از برخی ویژگیهای میکروآنوریزمها استفاده می‌شود تا تشخیص‌های اشتباهی که در انتخاب کاندیدا صورت گرفته تصحیح شود و بر دقت الگوریتم افزوده گردد. سه ویژگی بارز میکروآنوریزمها که از آنها استفاده شده است عبارتند از:

میکروآنوریزمها دارای فاصله بوده و هیچ دو میکروآنوریزمها دارای همپوشانی نمی‌باشند.

دارای الگوی دایروی هستند.

روشنایی سطح آنها تقریباً یکنواخت است.

با استفاده از ویژگی اول میکروآنوریزمها، نقاط کاندیدا از یک فیلتر اولیه عبوری می‌کنند؛ به این ترتیب که از بین هر گروه پنجره‌هایی که به عنوان حاوی میکروآنوریزمها بودن تشخیص داده شده‌اند و دارای همپوشانی هستند تنها یک پنجره که به لحاظ هندسی در وسط این گروه قرار گرفته است حفظ و دیگر پنجره‌های گروه حذف می‌شود. نتیجه این مرحله از کار شامل نقاط کاندیدایی است که کاملاً مجزا از یکدیگر هستند.

بر اساس دو ویژگی بعدی، یک بردار ویژگی دو بعدی برای هر نقطه کاندیدا ایجاد می‌شود و بردار ویژگی به روش طبقه بندی SVM وارد می‌گردد تا صحت نقطه کاندیدا تأیید و یا رد شود.

بعد اول بردار ویژگی بر اساس دایروی بودن میکروآنوریزمها از پنجره کاندیدا استخراج می‌شود و برابر واریانس قطر میکروآنوریزمها در جهت‌های مختلف است.

برای استخراج این ویژگی، R_{new} پنجره کاندیدا مورد استفاده قرار می‌گیرد. گفته شد که هر ستون ماتریس R_{new} معادل تصویر پنجره در یک جهت است، لذا با تشخیص قطر میکروآنوریزمها در هر یک از ستونهای ماتریس و سپس محاسبه واریانس آنها، این ویژگی حاصل خواهد شد. می‌توان فرض نمود که P_{α} هر ستون که مقدار پیک آن می‌باشد، متناظر با مرکز میکروآنوریزمها است. برای محاسبه قطر میکروآنوریزمها در هر ستون

کافیست اندیسهایی از آن ستون که مقدار دامنه آنها برابر کسر معینی از P_{α} است را شناسایی و تفاضل آنها را به عنوان قطر میکروآنوریزمها در آن جهت در نظر گرفت. این اندیسه $i_{min_{\alpha}}$ و $i_{max_{\alpha}}$ نامیده می‌شوند و تفاضل آنها، $W_{\alpha} = i_{max_{\alpha}} - i_{min_{\alpha}}$ ، برابر قطر میکروآنوریزمها در جهت α است. برای محاسبه $i_{min_{\alpha}}$ و $i_{max_{\alpha}}$ از روابط (۴) تا (۶) استفاده شده است.

$$i_{min_{\alpha}} < i_{p_{\alpha}} < i_{max_{\alpha}} \quad (4)$$

$$R_{new}(i_{max_{\alpha}}, \alpha) = \beta \times P_{\alpha} \quad (5)$$

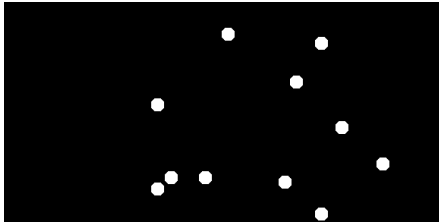
$$R_{new}(i_{min_{\alpha}}, \alpha) = \beta \times P_{\alpha} \quad (6)$$

در روابط فوق β یک مقدار ثابت در بازه $0 < \beta < 1$ می‌باشد. با اندازه‌گیری قطر میکروآنوریزمها در تمام ستونها و سپس محاسبه واریانس این مقادیر، بعد اول بردار ویژگی حاصل می‌شود.

برای استخراج بعد دوم بردار ویژگی که بر اساس یکنواخت بودن شدت روشنایی سطح میکروآنوریزمها است، از مقدار واریانس مقادیر پیک تبدیل رادون در جهت‌های مختلف استفاده شده است. برای استخراج این ویژگی، در کلیه ستونهای ماتریس R_{new} مقدار P_{α} بدست می‌آید. سپس واریانس این مقادیر محاسبه شده و به عنوان بعد دوم بردار ویژگی در نظر گرفته می‌شود.

بردارهای ویژگی ایجاد شده برای نقاط کاندیدا جهت انجام مرحله نهایی کار به SVM وارد می‌شود. در این مرحله نقاطی که SVM آنها را معتبر تشخیص داده است نگهداری می‌شوند و دیگر نقاط نادیده گرفته می‌شوند.

کارایی هر الگوریتم یادگیری ماشین با میزان قدرت آن در تعمیم‌یافتگی سنجیده می‌شود. طبقه‌بندی SVM که بر اساس یادگیری آماری عمل می‌کند، دارای پاسخ بهینه در تعمیم مسأله بر اساس داده‌های آموزشی با تعداد هرچند محدود، می‌باشد. در مسأله حاضر، خروجی طبقه‌بند بصورت باینری است که مثبت یا منفی بودن تشخیص را مشخص می‌نماید. ویژگیهای ذکر شده از کلاسه‌بند SVM، انگیزه‌ای برای استفاده از این طبقه‌بند را ایجاد



(ب)

شکل ۱- نتیجه حاصل شده برای بخشی از یک تصویر ورودی، الف) تصویر پیش‌پردازش شده ورودی، ب) نتیجه نهایی

برای ارزیابی عملکرد و دقت الگوریتم، نتایج خروجی الگوریتم با نتایج استخراج دستی میکروآنوريسمها که توسط چشم‌پزشک انجام شده است، مقایسه شده‌اند. تعداد تصاویری که برای این کار در نظر گرفته شده‌اند برابر ۱۰۰ بوده است که شامل ترکیبی از تصاویر شبکیه افراد طبیعی و بیمارانی است که مراحل مختلف بیماری دیابت را تجربه می‌کنند. این کار باعث شده است که تعداد میکروآنوريسمها در تصاویر مختلف بوده و ارزیابی دقیقتری از الگوریتم حاصل شود. این نتایج در جدول ۱ نمایش داده شده است.

روش خودکار	شمار افراد سالمی که درست شناسایی شده اند (TN)	شمار بیماران که سالم شناسایی شده اند (FN)	شمار افراد سالمی که بیمار شناسایی شده اند (FP)	شمار افراد بیماری که درست شناسایی شده اند (TP)	حساسیت	ویژگی
	۱۸	۰	۲	۸۰	%۱۰۰	%۹۰

روش خودکار	شمار میکروآنوريسمهای که در محل درست شناسایی شده اند (TP)	شمار میکروآنوريسمهای که شناسایی نشده اند (FN)	شمار نقاط طبیعی که به غلط میکروآنوريسم شناسایی شده اند (FP)	حساسیت
	۱۴۱۸	۳۵	۳۶۵	%۹۷/۶

نموده و در این سیستم با بهره‌گیری از توابع هسته پایه دایروی پیاده‌سازی شده است.

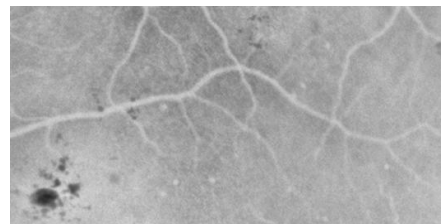
نتیجه نهایی (پس از خروج از SVM) بصورت تصویری دودویی است که در نقاطی که در نهایت به عنوان میکروآنوريسمها معتبر شناسایی شده‌اند، دایره‌ای سفید رنگی به قطر n قرار داده شده است.

۳- نتایج

پیاده‌سازی الگوریتم در محیط نرم‌افزار MATLAB انجام شده و تصاویر مورد استفاده بصورت رنگی، با پسوند PNG و دارای ابعاد ۱۱۵۲×۱۵۰۰ بوده‌اند.

پارامترهای مربوط به بخش‌بندی تصویر که توسط کاربر تعیین می‌شوند عبارتند از n و $step$ که به ترتیب برابر ۱۷ و ۵ قرار داده شده‌اند. پارامتر W نیز برابر ۶ و برای مقادیر آستانه t_c ، t_l ، t_u به ترتیب مقادیر $۱۷/۴$ ، $۱۰/۲$ و $۰/۹۷$ اتخاذ شده است. پارامتر دیگری که مورد استفاده آن در استخراج ویژگی است، β بوده و برابر $۰/۳$ تنظیم شده است. ضمناً ذکر این نکته حائز اهمیت است که در محاسبه تبدیل رادون از گام ۵ استفاده شده است، بدین معنا که بازه صفر تا ۱۸۰ درجه به ۳۶ قسمت با فواصل مساوی (برابر ۵) تقسیم‌بندی شده و در این زوایا، تبدیل رادون محاسبه شده است.

برای آموزش روش طبقه‌بندی SVM از ۱۰۰ نقطه کاندیدا متعلق به دو کلاس صحیح و غلط استفاده شده است که سهم دو کلاس از ۸۰ نقطه، مساوی بوده است. نمونه‌ای از نتیجه خروجی الگوریتم برای بخشی از یک تصویر ورودی در شکل ۴ نمایش داده شده است.



(الف)

نیز میانگین تشخیص خطای مثبت، این الگوریتم را جزو دقیق‌ترین الگوریتم‌های این حوزه قرار می‌دهد، ضمن اینکه در این الگوریتم به دلیل استفاده از تبدیل رادون، حساسیت به نویز موجود در تصاویر حذف شده و الگوریتم در مقابل این پدیده اجتناب‌ناپذیر مقاوم می‌باشد.

مطابق این آمار، نرخ حساسیت بدست آمده در تشخیص بیماری برابر ۱۰۰٪، دقت تشخیص دقیق مکان عارضه برابر ۹۷٪ و نیز ویژگی قابل قبول ۹۰٪ در تشخیص بیماری و تعداد میانگین تشخیص خطای مثبت برابر ۵ بوده است.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله به تشریح الگوریتم نوینی برای آشکارسازی میکروآنوریزمها در تصاویر شبکیه پرداخته شد. ویژگی بارز این الگوریتم، ارائه رویکردی کاملاً متفاوت برای حل این مسأله بوده است. اعداد بدست آمده برای نرخ حساسیت و

۵- تشکر و قدردانی

این پروژه بخشی از پایان نامه دکتری انجام شده در گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد می‌باشد.

منابع

1. Massin P, Allouch C, Haouchine B, Metge F, Paques M, Tanguy L, Erginay A, Gaudric A. Optical coherence tomography of idiopathic macular epiretinal membranes before and after surgery. *Am J Ophthalmol* 2000 Dec; 130(6):732-9.
2. Lee S, Lee E, Kingsley R, Wang Y, Russell D, Klein R, Warn A. Comparison of diagnosis of early retinal lesions of diabetic retinopathy between a computer and human experts. *Arch Ophthalmol* 2001; 119; 509-15.
3. Klein R, Klein B, Magli Y, Brothers R, Meuer S, Moss S, Davis M. An alternative method of grading diabetic retinopathy, *Ophthalmology* 1986;93(9): 1183-87
4. Walter T, Massin P, Ali Erginay A, Ordenez R, Jeulin C, Klein JC. Automatic detection of microaneurysms in color fundus images. *Med Image Analysis* 2007; 11: 555-66.
5. B. Lay, Analyse automatique des images angiofluorographiques au cours de la retinopathie diabetique. Ph.D. Thesis, Centre of Mathematical Morphology, Paris School of Mines, June, 1983.
6. Spencer T, Philips R, Sharp P, Forrester J. Automated detection and quantification of microaneurysms in fluorescein angiograms. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1992;230:36-41
7. Spencer T, Olson J, McHardy K, Sharp P, Forrester J. An image-processing strategy for the segmentation and quantification of microaneurysms in fluorescein angiograms of the ocular fundus. *Comput Biomed Res* 1996;29: 284-302.
8. Klein B, Klein R, Hall E, Lee K, Jensen K. The compatibility of estimates of retroilluminated lens opacities as judged from film-based and digital imaging. *Am J Ophthalmol* 2004;138:668-70
9. Walter T. Application de la Morphologie Mathematique au diagnostic de la Retinopathie Diabetique a partir d'images couleur. Ph.D. Thesis, Centre of Mathematical Morphology, Paris School of Mines, September, 2003.