

آشکارسازی عروق شبکه چشم با استفاده از تبدیل رادون محلی

رضا پوررضا^{۱*}، حمیدرضا پوررضا^۲، توکا بنائی^۳، رامین دانشور^۳

۱- دانشجوی دکتری مهندسی کامپیوتر، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

۲- دانشیار گروه مهندسی کامپیوتر، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

۳- استادیار گروه چشم پزشکی، مرکز تحقیقات چشم، بیمارستان خاتم الانبیاء، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۴/۷

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۲/۹

چکیده

مقدمه: در این مقاله به شرح روشی برای آشکارسازی خودکار عروق شبکه چشم پرداخته شده است. ابزارهای مهم بکار رفته در این روش، تقسیم‌بندی تصویر و تبدیل رادون محلی است. از آنجاییکه تبدیل رادون به علت داشتن ماهیت انتگرالی، نسبت به نویزهای موجود در تصویر حساس نیست، روش پیشنهادی نسبت به اکثر روش‌های موجود از مقاومت بیشتری نسبت به نویز برخوردار است. این در حالی است که نتایج آزمایش‌ها نشان می‌دهند که این روش دقت بالاتری را در آشکارسازی عروق نسبت به دیگر روش‌ها ارائه می‌کند.

مواد و روش‌ها: در روند آشکارسازی عروق ابتدا تصویر شبکه چشم به پنجره‌هایی با ابعاد از پیش تعیین شده که دارای همپوشانی در هر دو راستای افقی و عمودی هستند تقسیم شده و سپس تبدیل رادون به هر یک از پنجره‌ها اعمال می‌شود. ماکسیمم ایجاد شده در فضای رادون هر پنجره، متناظر با قطعه‌رگ موجود در آن پنجره است. برای تأیید صحت قطعه‌رگ تشخیص داده شده، مقدار ماکسیمم فضای رادون با یک مقدار آستانه مقایسه می‌شود. قطعه‌رگی که اعتبار آن تأیید شده است تحت پردازشی قرار می‌گیرد تا با رگ واقعی موجود در تصویر ورودی مطابقت پیدا کند. در نهایت، قطعه‌رگ‌های آشکار شده از پنجره‌ها با یکدیگر ترکیب شده و نتیجه نهایی را ایجاد می‌نمایند.

نتایج: تصاویری که برای ارزیابی روش پیشنهادی مورد استفاده قرار گرفته است از بانک تصویر DRIVE برگرفته شده است. نکته حائز اهمیت راجع به تصاویر DRIVE این است که عروق موجود در تصاویر این بانک توسط فرد متخصص مشخص شده‌اند. روش پیشنهادی به ۴۰ تصویر از بانک DRIVE اعمال شده و نتایج بدست آمده از اعمال الگوریتم با نتایج دستی موجود مقایسه شدند. حاصل این مقایسه برای هر تصویر دو کمیت است که عبارتند از TPR و FPR. با اعمال الگوریتم به تصاویر به ازای مقادیر مختلف پارامترهای آن و میانگین‌گیری از مقادیر TPR و FPR مجموعه‌ای از نتایج بدست می‌آید که جهت ترسیم منحنی ROC مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این مقاله، منحنی ROC مبنای مقایسه دقت روش‌های مختلف قرار گرفته است.

بحث و نتیجه‌گیری: مقایسه منحنی ROC بدست آمده از اعمال روش پیشنهادی با منحنی بدست آمده از دیگر روش‌های موجود نشان‌دهنده دقت نسبتاً بیشتر این الگوریتم در آشکارسازی عروق شبکه چشم است و در نتایج حاصل از این روش، ترکیبی از عروق باریک و ضخیم شبکه رؤیت می‌شود. از نکات مثبت این الگوریتم دقت بالا در کنار عدم حساسیت نسبت به نویز موجود در تصاویر است که باعث برتری نسبی آن به الگوریتم‌های هم‌تا‌پس می‌شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی (۲۸)، پاییز ۸۹: ۱-۸)

واژگان کلیدی: آشکارسازی عروق، شبکه، تبدیل رادون، DRIVE

* نویسنده مسؤول: رضا پوررضا

آدرس: گروه مهندسی کامپیوتر، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

pourreza.reza@yahoo.com

تلفن: +۹۸ (۵۱۱) ۸۷۶۳۳۰۶

۱- مقدمه

با پیشرفت سریع فناوری محاسبات و صنعت کامپیوتر علاقه محققان به طراحی و توسعه سیستم‌های تشخیص خودکار برای بهبود خدمات پزشکی افزایش یافته است. ویژگی اصلی این‌گونه سیستم‌ها قابلیت اطمینان بالا و دقت زیاد آنهاست. به عنوان نمونه‌ای از این سیستم‌ها می‌توان به سیستمی اشاره نمود که با توجه به تصاویر شبکه‌ی قادر به تشخیص بیماری‌هایی نظیر آب‌مروارید، آب‌سیاه، فشار خون، تصلب شرایین و مهمتر از همه دیابت است [۱ و ۲]. ابزار اصلی این سیستم پردازش تصویر است و عمل تشخیص بیماری از طریق استخراج ویژگی‌هایی از عروق شبکه‌ی نظیر قطر رگ‌ها، انحنای رگ‌ها و نیز دانسیته رگ‌های قابل رؤیت، انجام می‌شود.

برای آشکارسازی عروق موجود در شبکه‌ی تاکنون روش‌ها و رویکردهای متعددی معرفی شده است که هر یک ویژگی‌های مثبت و منفی خاص خود دارد. مراجع [۳ و ۴] بطور کامل اختصاص به مرور روش‌های آشکارسازی رگ دارند. در [۳] روش‌های تشخیص عروق، مستقل از نوع تصویر ورودی (شبکه‌ی یا غیرشبکه‌ی) معرفی و مقایسه شده‌اند. در این بررسی که در سال ۲۰۰۳ انجام شده است روش‌ها به ۶ دسته تقسیم‌بندی شده‌اند که عبارتند از:

- ۱- تکنیک‌های شناسایی الگو، ۲- تکنیک‌های مبتنی بر مدل، ۳- تکنیک‌های مبتنی بر ردگیری، ۴- تکنیک‌های مبتنی بر هوش مصنوعی، ۵- تکنیک‌های مبتنی بر شبکه‌های عصبی مصنوعی و ۶- تکنیک‌های مبتنی بر تشخیص اشیاء لوله‌ای شکل. در [۴]، تنگ^۱ و همکاران، منحصراً به روش‌های آشکارسازی عروق تصاویر شبکه‌ی پرداخته‌اند. این مطالعه در سال ۲۰۰۲ انجام شده است و در آن تکنیک‌های آشکارسازی عروق شبکه‌ی به ۴ دسته تقسیم‌بندی شده‌اند که عبارتند از: ۱- اپراتورهای محلی، ۲- فیلترهای منطبق [۹ و ۱۰]، ۳- ردگیری رگ و ۴- شبکه‌های عصبی مصنوعی. علاوه بر دسته‌بندی‌های فوق

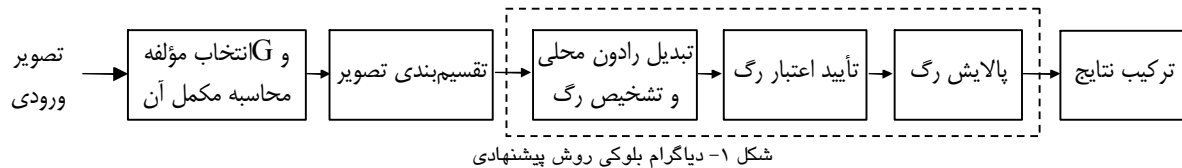
روش‌های دیگری نیز پیشنهاد شده‌اند که به اختصار به آنها اشاره می‌شود. در [۵]، دوآ^۲ و همکاران، تکنیکی مبتنی بر لبه‌یابی برای آشکارسازی پیشنهاد کرده‌اند. در [۶]، تولیاس^۳ و همکارش از روش کلاسترینگ *fuzzy c-means* برای کلاسه‌بندی پیکسل‌های رگ و غیررگ استفاده کرده‌اند. در [۷] نیز استابریدیز^۴ و همکارش، تبدیل رادون محلی برای آشکارسازی را مورد استفاده قرار داده‌اند. در روش اخیر اندازه پنجره‌ها متغیر است و پنجره‌ها همپوشانی ندارند. بطور کلی الگوریتم‌های آشکارسازی عروق برای تشخیص با مشکلات زیر مواجهند:

- ۱- حضور نویز،
 - ۲- کنتراست پایین مابین رگ‌ها و زمینه تصویر و
 - ۳- متغیر بودن عرض، شدت روشنایی و شکل رگ‌ها.
- روش پیشنهادی این مقاله دارای ویژگی‌هایی است که سعی در مواجهه با هر سه مشکل فوق دارد. در این روش، با استفاده از تبدیل رادون مشکل حضور نویز در تصویر برطرف می‌شود، همچنین با استفاده از مؤلفه مناسبی از تصویر رنگی و بهبود تصویر، کنتراست تصویر افزایش می‌یابد، و نهایتاً، به دلیل انجام محاسبات بصورت محلی، مشکل یکسان نبودن شکل رگ‌ها مرتفع شده است.

۲- مواد و روشها

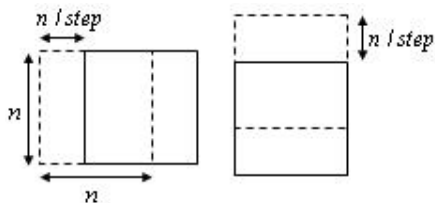
تصاویر آزمون شامل ۴۰ تصویر بصورت ترکیبی از تصاویر شبکه‌ی مربوط به افراد سالم و مبتلا به دیابت است که از بانک DRIVE انتخاب شده‌اند. تصاویر ذکر شده دارای ابعاد ۵۸۴×۵۶۵ هستند. الگوریتم پیشنهادی در محیط نرم‌افزار MATLAB پیاده‌سازی شده و مورد آزمایش قرار گرفته است. دیاگرام بلوکی روش پیشنهادی در شکل ۱ نمایش داده شده است.

² Dua³ Tolias⁴ Estabridis¹ Teng



شکل ۱- دیاگرام بلوکی روش پیشنهادی

الگوریتم تأثیرگذار است نرخ همپوشانی پنجره‌ها می‌باشد، زیرا پنجره‌های غیر همپوشان به شدت دقت الگوریتم را کاهش می‌دهند که این نکته در مرجع [۷]، که آن نیز الگوریتمی مبتنی بر تبدیل رادون است، لحاظ نشده است. به این منظور پارامتری به نام $step$ تعریف شده است که ترکیب آن با n نرخ همپوشانی پنجره‌های مجاور را تعیین می‌کند. پارامتر $step$ بیانگر گام‌هایی است که طی آن فاصله n در تصویر طی می‌شود. نحوه‌ی همپوشانی پنجره‌های مجاور در شکل ۲ نمایش داده شده است.



شکل ۲- نحوه همپوشانی پنجره‌های مجاور

۳-۲- تبدیل رادون و تشخیص رگ

با ایجاد I از تصویر اولیه، کنتراست مناسبی بین عروق و پس‌زمینه ایجاد می‌شود، در عین حال برای افزایش دقت الگوریتم پس از انجام تقسیم‌بندی تصویر، در هر پنجره کنتراست تصویر بهبود داده می‌شود. برای این منظور عملیات همسان‌سازی هیستوگرام انجام می‌شود که منجر به افزایش قدرت تمیزدهی الگوریتم بین قطعه‌رگ موجود در پنجره و پس‌زمینه پنجره می‌گردد. سپس تبدیل رادون به پنجره‌های تصویری که کنتراست آن بهبود یافته است، اعمال می‌شود.

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

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

در روش پیشنهادی، تصویر به پنجره‌های دارای همپوشانی تقسیم‌بندی می‌شود. در شکل ۱ بلوک‌هایی که درون خط‌چین قرار گرفته‌اند مواردی هستند که به هر یک از این پنجره‌ها اعمال می‌شوند و بخش‌های خارج خط‌چین به کل تصویر اعمال می‌شوند. در ادامه این بخش بلوک‌ها به تفکیک تشریح شده است.

۱-۲- انتخاب مؤلفه G و محاسبه مکمل آن

تصاویر ورودی الگوریتم در فضای رنگ RGB پردازش می‌شوند. به علت خصوصیات رنگی عروق و پس‌زمینه تصاویر، کنتراست بین عروق و پس‌زمینه در مؤلفه G نسبت به دیگر مؤلفه‌ها بالاتر است و این مؤلفه جهت پردازش‌های بعدی انتخاب شده است. در این حال، عروق نسبت به پس‌زمینه تیره‌تر هستند. در اینجا، ابتدا مکمل این مؤلفه محاسبه می‌شود (I) تا بدین ترتیب عروق نسبت به پس‌زمینه روشن‌تر باشند. این کار باعث می‌شود که پس از محاسبه تبدیل رادون، عروق تصویر با ماکسیمم تبدیل رادون (بجای مینیمم آن) متناظر باشند.

۲-۲- بخش‌بندی تصویر

روش پیشنهادی بر مبنای تبدیل رادون محلی عمل می‌کند و لذا I باید به پنجره‌هایی تقسیم شود و سپس قطعه‌رگ‌ها در هر پنجره آشکارسازی شوند. اندازه پنجره (n) تأثیر مستقیمی بر دقت آشکارسازی دارد، زیرا پنجره‌ای با ابعاد کوچک/بزرگ باعث آشکار شدن رگ‌های باریک/ضخیم می‌شود، در حالیکه رگ‌های ضخیم/باریک آشکار نخواهند شد. با تنظیم صحیح n می‌توان ترکیبی از رگ‌های باریک و ضخیم را آشکارسازی نمود. نتایج تجربی نشان می‌دهد که مقدار بهینه این پارامتر برابر با دو برابر قطورترین رگ موجود در تصویر می‌باشد. پارامتر دیگری که بر دقت

ترتیب که مقدار دامنه‌ی ماکسیمم با یک مقدار آستانه مقایسه و در صورت بزرگتر بودن، صحت تشخیص تأیید می‌شود. برای اینکه بتوان برای کلیه پنجره‌های تصویر از مقدار آستانه یکسانی استفاده نمود، ابتدا P_α نرمالیزه می‌شود. چون اساس تبدیل رادون بر انتگرال‌گیری است، هم پیکسل‌های مربوط به قطعه‌رگ و هم پیکسل‌هایی که مربوط به پس‌زمینه‌اند و در راستای قطعه‌رگ قرار گرفته‌اند در مقدار دامنه ماکسیمم تأثیرگذارند. برای انجام نرمالیزاسیون، باید تأثیر پیکسل‌های مربوط به پس‌زمینه از مقدار دامنه ماکسیمم حذف شود. لذا ابتدا میانگین سطوح خاکستری کلیه پیکسل‌های پنجره محاسبه و در اندازه پنجره (n) ضرب می‌شود. عددی که حاصل می‌شود، گویای میزان تأثیر پس‌زمینه در هر تصویر پنجره است. برای حذف اثر پس‌زمینه از P_α از رابطه (۲) استفاده می‌شود.

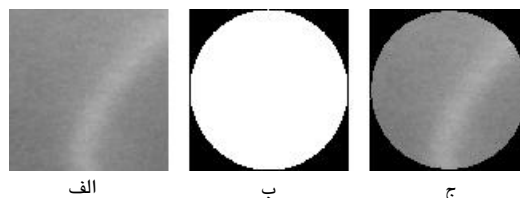
$$P_{1\alpha}(i) = P_\alpha(i) - n \times \text{mean}(\text{window}), i = 1, \dots, M \quad (2)$$

که در آن M برابر تعداد میله‌های P_α می‌باشد. با تقسیم $P_{1\alpha}$ بر $P_{2\alpha}$ ، n بدست می‌آید که هم مستقل از پس‌زمینه و هم مستقل از اندازه پنجره می‌باشد. با مقایسه ماکسیمم $P_{2\alpha}$ با مقدار آستانه (t) اعتبار قطعه‌رگ تشخیص داده می‌شود. در صورت تأیید قطعه‌رگ، در مرحله پالایش رگ، ظاهر قطعه‌رگ آشکار شده با قطعه‌رگ اصلی مطابقت داده می‌شود تا نمایش خوبی از آن بدست آید و در صورت عدم تأیید، قطعه‌رگ کاندیدا نادیده گرفته می‌شود.

۲-۵- پالایش رگ

جهت بدست آوردن نمایش مناسبی از قطعه‌رگ تشخیص داده شده، ابتدا با توجه به مقدار n و مقادیر α ، $P_{2\alpha}$ بدست آمده از مرحله قبل، نمایشی تقریبی از رگ بدست می‌آید و سپس با مقایسه این نمایش تقریبی با قطعه‌رگ اصلی، نمایش دقیق رگ حاصل می‌شود. برای نمایش تقریبی قطعه‌رگ، ابتدا بازه‌ای از میله‌های $P_{2\alpha}$ که مربوط به قطعه‌رگ هستند تعیین می‌شود. این بازه که بصورت $[i_{\min}, i_{\max}]$ تعریف می‌شود، حول میله‌ای که ماکسیمم

که در این رابطه $\delta(x)$ تابع دیراک می‌باشد [۸]. در این تحقیق مقادیر X و Y برابر ابعاد پنجره (n) است. تبدیل رادون بر مبنای انتگرال‌گیری عمل می‌کند و به دلیل اینکه طول قطر پنجره نسبت به طول ضلع آن بیشتر است، احتمال وقوع ماکسیمم 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، ابتدا یک ماسک دایره‌ای بر روی هر پنجره اعمال شده و سپس تبدیل رادون به آن اعمال می‌شود. ماسک استفاده شده و نحوه فیلتر نمودن در شکل ۳ نمایش داده است. در تصویر ماسک‌گذاری شده که مطابق شکل ۳-ج دارای حاشیه مشکی است، اثر قطری تبدیل رادون حذف شده است.



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

ماکسیمم موجود در فضای رادون با قطعه‌رگ احتمالی موجود در پنجره متناظر است. اما به علت وجود نویز در تصویر ممکن است محل ماکسیمم مقداری جابجا شود. برای رفع اثر نویز، ابتدا تبدیل رادون محاسبه شده توسط یک فیلتر میانگین‌گیر با ابعاد 3×3 فیلتر می‌شود که باعث حذف زوائد تبدیل رادون نیز می‌گردد. ستونی از تبدیل فیلتر شده که حاوی ماکسیمم است، تصویر ۱ پنجره در راستای قطعه‌رگ احتمالی واقع در آن است. زاویه مذکور α و تصویر پنجره در راستای آن P_α نامیده می‌شود. بردار P_α در مرحله بعد پردازش می‌شود تا صحت تشخیص قطعه‌رگ تأیید شود.

۲-۴- تأیید اعتبار رگ

تأیید صحت تشخیص قطعه‌رگ در پنجره تحت پردازش با بررسی مقدار دامنه‌ی ماکسیمم در P_α انجام می‌شود. بدین

¹ Projection

سطوح خاکستری پیکسل‌هایی از پنجره است که پیکسل‌های متناظر آنها در نمایش تقریبی روی ناحیه مشکی‌رنگ قرار گرفته‌اند. مقدار $(m_1 + m_2)/2$ به عنوان آستانه جهت باینری نمودن پنجره استفاده می‌شود. پنجره باینری شده در شکل ۴ نمایش داده شده است.



شکل ۴- پنجره باینری شده

با انجام یک AND منطقی بین پنجره باینری شده و نمایش تقریبی، نمایش دقیقی از قطعه‌رگ آشکار شده حاصل می‌شود که در شکل ۵ نمایش داده شده است.



شکل ۵- نمایش دقیق رگ

۳- نتایج

برای بدست آوردن نمایش نهایی از رگ‌های تصویر شبکه، قطعه‌رگ‌های آشکار شده در پنجره‌های مختلف باید با یکدیگر ترکیب شوند. جهت ترکیب نتایج از نمایش‌های دقیق پنجره‌ها استفاده می‌شود، بدین ترتیب که دو پنجره مجاور با در نظر گرفتن همپوشانی در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند. در نواحی غیرهمپوشان، نتیجه نهایی همان نمایش دقیق پنجره است، اما در نواحی همپوشان، نتایج دو پنجره مجاور با یکدیگر OR منطقی می‌شوند. این فرایند در شکل ۶ نمایش داده شده است.

در آن واقع شده است (i_p) ، قرار می‌گیرد. برای تعیین i_{min} و i_{max} از روابط (۳) تا (۵) استفاده می‌شود.

$$i_{min} < i_p < i_{max} \quad (3)$$

$$P_{2\alpha}(i_{min}) = \beta \times P_{2\alpha}(i_p) \quad (4)$$

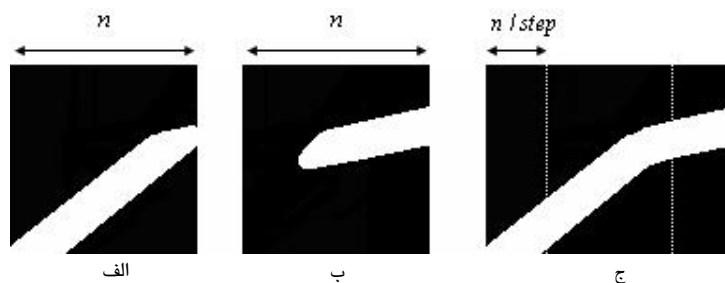
$$P_{2\alpha}(i_{max}) = \beta \times P_{2\alpha}(i_p) \quad (5)$$

در روابط فوق β یک مقدار ثابت در بازه $0 < \beta < 1$ است. پس از محاسبه i_{min} و i_{max} ، در یک مربع مشکی با ابعاد $n \times n$ خط سفیدی ترسیم می‌شود که همان نمایش تقریبی قطعه‌رگ است. زاویه ترسیم خط سفیدرنگ توسط α و محل آن توسط i_{min} و i_{max} تعیین می‌شود. شکل ۳ نشانگر نمایش تقریبی قطعه‌رگ است. مجموعه‌ی اطلاعات بدست آمده در این مرحله از پنجره‌های مختلف می‌تواند اطلاعات مفیدی در باره توزیع قطر عروق در تصویر شبکه‌ای ارائه کند.



شکل ۳- نمایش تقریبی رگ

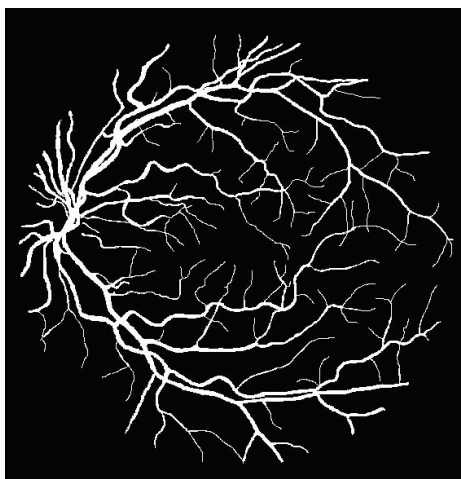
برای مقایسه نمایش تقریبی با قطعه‌رگ واقعی و جهت حصول نمایش دقیق قطعه‌رگ، ابتدا پنجره اصلی تحت پردازش به یک تصویر باینری تبدیل می‌شود که در آن پیکسل‌های سفید نشان‌دهنده پیکسل‌های مربوط به قطعه‌رگ و پیکسل‌های مشکی نشان‌دهنده پیکسل‌های مربوط به پس‌زمینه هستند. مقدار آستانه‌ای که جهت باینری نمودن پنجره استفاده می‌شود برابر متوسط دو مقدار میانگین می‌باشد. میانگین اول (m_1) ، برابر میانگین سطوح خاکستری پیکسل‌هایی از پنجره است که پیکسل‌های متناظر آنها در نمایش تقریبی روی خط سفیدرنگ قرار گرفته‌اند. در حالیکه میانگین دوم (m_2) ، برابر میانگین



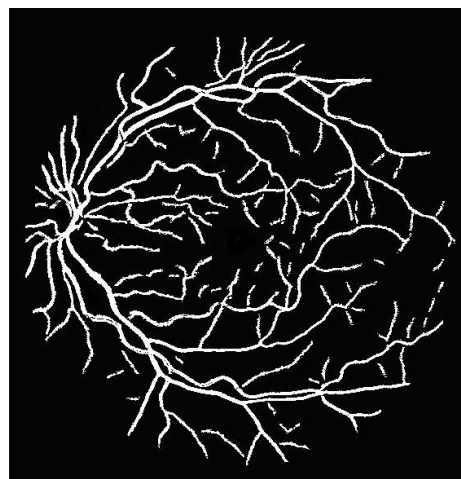
شکل ۶- فرایند ترکیب نتایج، الف) پنجره ۱ (ب) پنجره ۲ (ج) ترکیب نتایج

نمونه‌ای از تصاویر حاصل از اعمال الگوریتم به همراه تصویر متناظر آن که توسط متخصص تهیه شده است در شکل ۷ نمایش داده شده است. تصاویر این شکل، عروق مربوط به تصویر شماره ۱ بانک DRIVE را نمایش می‌دهد.

پس از ترکیب نتایج کلیه پنجره‌ها، تصویری باینری حاصل می‌شود که پیکسل‌های سفید آن نشان‌دهنده عروق آشکار شده از تصویر شبکه هستند. تصویر مذکور نتیجه نهایی الگوریتم بوده و برای بررسی دقت الگوریتم با تصویری که عروق آن توسط متخصص آشکار شده‌اند مقایسه می‌شود.



الف



ب

شکل ۷- نتایج نهایی، الف) نتیجه آشکارسازی دستی (ب) نتیجه خروجی الگوریتم

تعداد دفعاتی که هر پیکسل تصویر تحت پردازش قرار می‌گیرد افزایش یافته و متعاقباً جزئیات بیشتری از عروق آشکارسازی می‌شود، اما هزینه این کار، افزایش حجم محاسبات بصورت نمایی است. عدد ۳ که برای این پارامتر در نظر گرفته شده است بصورت تجربی تعیین شده و به ازای آن توازن مناسبی بین حجم محاسبات و دقت الگوریتم بدست آمده است. مقدار β نیز با سعی و خطا تعیین می‌شود. مقدار آستانه t در بازه $[0, 5]$ با گام 0.1 تغییر داده شد. به ازای هر مقدار t نمایش نهایی عروق

۴- بحث و نتیجه گیری

روش پیشنهادی به ۴۰ تصویر از بانک DRIVE اعمال شد. در پیاده‌سازی الگوریتم، مقادیر n ، $step$ و β به ترتیب برابر ۱۳، ۳ و 0.85 قرار داده شده‌اند. طبق توضیحات قبلی مقدار بهینه n برابر با دو برابر پهنای قطورترین رگ تصویر می‌باشد. با افزایش مقدار $step$

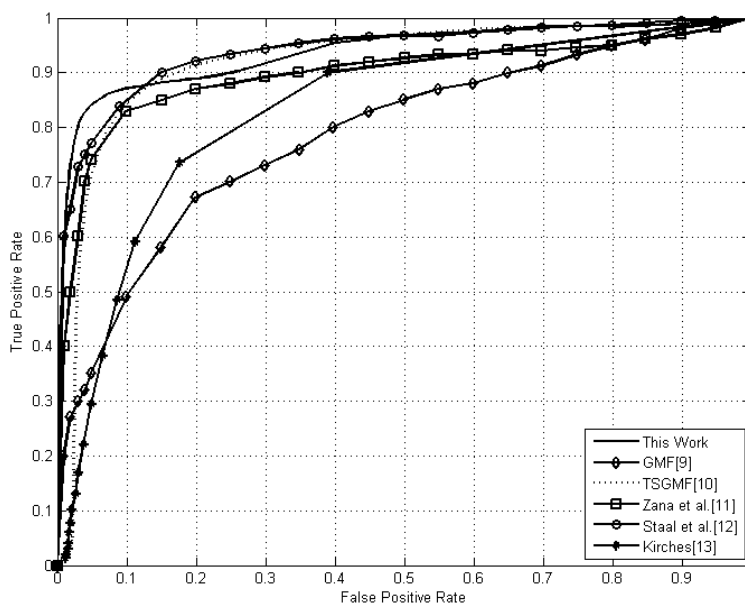
۱ این بانک از طریق آدرس

www.isi.uu.nl/Researche/Databases/DRIVE

قابل دسترس است.

برای هر ۴۰ تصویر محاسبه و با مقایسه هر تصویر نتیجه با نتیجه تشخیص دستی متناظر، دو نرخ TPR و FPR برای آن تصویر بدست آمدند. کمیت TPR عبارت است از نسبت تعداد پیکسل‌هایی از تصویر نتیجه که به درستی به عنوان رگ تشخیص داده شده‌اند به تعداد کل پیکسل‌های مربوط به عروق در نتیجه دستی و FPR نیز عبارت است از نسبت تعداد پیکسل‌هایی از تصویر نتیجه که اشتباهاً به عنوان رگ تشخیص داده شده‌اند به تعداد کل پیکسل‌های غیر رگ در نتیجه دستی. سپس میانگین مقادیر TPR و FPR کلیه تصاویر به ازای t متناظر بدست آمد. روند فوق به ازای کلیه مقادیر t انجام و مقادیر میانگین TPR و FPR اندازه‌گیری و در منحنی ROC شکل ۸ نمایش داده شدند. منحنی ROC مقدار TPR را به ازای هر FPR متناظر نمایش می‌دهد. همچنین، جهت مقایسه، در این شکل منحنی ROC مربوط به الگوریتم‌های ارائه شده در [۹-۱۳]، نمایش داده شده است.

برای هر ۴۰ تصویر محاسبه و با مقایسه هر تصویر نتیجه با نتیجه تشخیص دستی متناظر، دو نرخ TPR و FPR برای آن تصویر بدست آمدند. کمیت TPR عبارت است از نسبت تعداد پیکسل‌هایی از تصویر نتیجه که به درستی به عنوان رگ تشخیص داده شده‌اند به تعداد کل پیکسل‌های مربوط به عروق در نتیجه دستی و FPR نیز عبارت است از نسبت تعداد پیکسل‌هایی از تصویر نتیجه که اشتباهاً به عنوان رگ تشخیص داده شده‌اند به تعداد کل پیکسل‌های غیر رگ در نتیجه دستی. سپس میانگین مقادیر TPR و FPR کلیه تصاویر به ازای t متناظر بدست آمد. روند فوق به ازای کلیه مقادیر t انجام و مقادیر میانگین TPR و FPR اندازه‌گیری و در منحنی ROC شکل ۸ نمایش داده شدند. منحنی ROC مقدار TPR را به ازای هر FPR متناظر نمایش می‌دهد. همچنین، جهت مقایسه، در این شکل منحنی ROC مربوط به الگوریتم‌های ارائه شده در [۹-۱۳]، نمایش داده شده است.



شکل ۸- منحنی TPR-FPR

منابع

1. Fowler MJ. Microvascular and Macrovascular Complications of Diabetes. Clinical Diabetes. 2008; 26 (2): 77-82.
2. Klein R, Klein BE, Moss SE, Wong TY. Retinal vessel caliber and microvascular and macrovascular disease in type 2 diabetes: XXI: the Wisconsin Epidemiologic Study of Diabetic Retinopathy. Ophthalmology. 2007 Oct;114(10):1884-92.
3. Kirbas C, Quek F. A Review of Vessel Extraction Techniques and Algorithms. ACM Computing Surveys. 2004 Jun;36(2): 81-121.
4. Teng T., Lefley M., Claremont D., Progress towards automated diabetic ocular screening: a review of image analysis and intelligent systems for diabetic retinopathy. Med Biol Eng Comput. 2002 Jan;40(1):2-13.
5. Dua S, Kandiraju N, Thompson H. Design and Implementation of a Unique Blood-vessel Detection Algorithm towards Early Diagnoses of Diabetic Retinopathy. Proceeding of the 5th International Conference on Information Technology: Coding and Computing; 2005 March; 1:26-31.

6. Toliyas Y, Panas S. A fuzzy vessel tracking algorithm for retinal images based on fuzzy clustering. IEEE Trans Med Imaging. 1998 Apr;17(2):263-73.
7. Estabridis K, Defigueiredo R. Blood Vessel Detection via a Multi-window Parameter Transform. Proceeding of the 19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'06); 2006 Jun 22-23.
8. Zhang Q, Couloigner I. Accurate centerline detection and line width estimation of thick lines using the radon transform. IEEE Trans Image Process. 2007 Feb;16(2):310-6.
9. Chaudhuri S, Chatterjee S, Katz N, Nelson M, Goldbaum M. Detection of blood vessels in retinal images using two dimensional matched filters. IEEE Trans Med Imaging. 1989;8(3):263-9.
10. Al-Rawi M, Qutaishat M, Arrar M. An improved matched filter for blood vessel detection of digital retinal images. Comput Biol Med. 2007 Feb;37(2):262-7.
11. Zana F, Klein JC. Segmentation of vessel like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation. IEEE Trans Image Process. 2001;10(7):1010-9.
12. Staal J, Abramoff MD, Niemeijer M, Viergever MA, van Ginneken B. Ridge based vessel segmentation in color images of the retina. IEEE Trans Med Imaging. 2004 Apr;23(4):501-9.
13. Kirsch RA. Computer determination of the constitute structure of biomedical images. Comput Biomed Res. 1971 Jun;4(3):315-28.