

Handwritten Arabic calligraphy in a highly stylized, cursive script. The text is arranged in a roughly rectangular shape, with thick black strokes and intricate flourishes. The central part of the calligraphy features a prominent circular element with a diamond-shaped hole inside. The overall style is characteristic of traditional Islamic calligraphy, possibly representing a religious or historical phrase.



دانشکده ی برق و رباتیک

گروه الکترونیک

پایان نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته

برق، الکترونیک، دیجیتال

عنوان

جداسازی عروق در تصاویر شبکه چشم به کمک تبدیل

کانتورلت و روش آشکارساز خطی

استاد راهنما

دکتر علیرضا احمدی فرد

دانشجو

راضیه معصومی

۱۳۹۲



مدیریت تحصیلات تکمیلی  
فرم شماره (۶)

بسمه تعالی

شماره ۷۱۴۴.ت.ب  
تاریخ: ۹۲/۱۱/۲۶  
ویرایش: -----

فرم صورتجلسه دفاع پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای :  
راضیه معصومی رشته: بسوق گرایش: الکترونیک (دیجیتال)

تحت عنوان: جداسازی عروق در تصاویر شبکیه چشم به کمک تبدیل کانتورلث و پیوند لبه  
که در تاریخ ۹۲/۱۱/۲۶ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح زیر است:

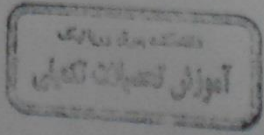
قبول (با درجه: عالی)  / بسیار خوب (۱۹)  / دفاع مجدد  / مردود

- ۱- عالی (۲۰ - ۱۹) ✓
- ۲- بسیار خوب (۱۸ - ۱۸/۹۹)
- ۳- خوب (۱۶ - ۱۷/۹۹)
- ۴- قابل قبول (۱۴ - ۱۵/۹۹)

۵- نمره کمتر از ۱۲ غیر قابل قبول

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنما	عزیزاللهی	استادیار	
۲- استاد مشاور	_____	_____	_____
۳- نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	سپاسان نافع	استادیار	
۴- استاد منتحن	هادی تریلو	استادیار	
۵- استاد منتحن	مهدیه مری	استادیار	

رئیس دانشکده:





بریت تحصیلات تکمیلی  
فرم شماره (۹)

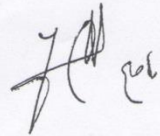
بسمه تعالی

فرم اصلاحات پایان نامه

مدیر محترم تحصیلات تکمیلی دانشگاه

با سلام

احتراماً، به استحضار می‌رساند که جلسه دفاع دانشجوی کارشناسی ارشد آقای/خانم ..... در تاریخ ..... ساعت ..... در حضور هیأت داوران با موفقیت انجام شد و مشخص شد که این پایان نامه نیاز به اصلاحات پیوست دارد. دانشجوی موظف است اصلاحات پیوست را حداکثر ظرف مدت یک ماه از تاریخ دفاع انجام داده و پس از تایید نهایی آن توسط نماینده هیأت داوران جناب آقای/سرکار خانم ..... نسخه نهایی پایان نامه خود را تحویل دانشکده نماید. بدیهی است تبعات ناشی از تأخیر در انجام اینکار بعهدہ شخص دانشجو می‌باشد.

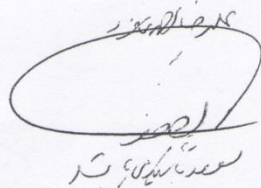
  
نام

امضاء

نماینده تحصیلات تکمیلی در جلسه دفاع:

۱. با نظر داوران به عنوان پایان نامۀ ..... "جدایید از بی‌طرف در صاور سید" .....  
"کاملاً نوبرت و بی‌طرفی" .....  
"حاضر نیست و روز ..... نظرسنجی فعلی" .....  
.....  
.....

رئیس داوران

  
رئیس دانشکده



رونوشت: دانشجو جهت اطلاع و اقدام لازم

شماره: ۱۱۳۴، ۰۶، ۰۵

تاریخ: ۹۲، ۱۱، ۲۶

ویرایش: -----



مدیریت تحصیلات تکمیلی  
فرم شماره (۱۰)

بسمه تعالی

فرم تأیید اصلاحات پایان نامه

(در صورتی که پایان نامه نیاز به اصلاحات داشته باشد)

ریاست محترم دانشکده / معاون محترم آموزشی و پژوهشی

با سلام و احترام

به آگاهی می‌رساند اصلاحات لازم در پایان نامه آقای / خانم ..... در رشته ..... دانشجوی کارشناسی ارشد رشته  
بسرقت گرایش ..... به راهنمایی آقای / خانم ..... در رشته ..... انجام شده است و مورد تأیید اینجانب .....  
نماینده هیأت داوران می‌باشد.

تاریخ و امضاء: .....  
۹۲، ۱۲، ۴



\* ارسال نمرات دانشجو به تحصیلات تکمیلی دانشگاه بایستی به همراه این فرم باشد.

تقدیم بہ:

اولین آموزگارن علم و دین، پدر و مادرم

بہ ہمسرم کہ مسیح و اربا صبرش در تمامی لحظات رفیق راہ بود.

و بہ تمام کسانی کہ از تار و جودشان آہنگ عدالت برمی خیزد.

## تقدیر و شکر

«در پس هر تاریکی روشنایی صبح می‌دمد و این حقیقتی است که از یادها رفته است»

سپاس و ستایش خداوند یکتایی که ذات بی‌کرانش سرشار از دانش است و به درگاه آن یگانه معبود ازلی که در تمام مراحل زندگی بر من سایه لطف و رحمت گسترده و مرا از عنایت‌های خود بی‌بهره نگذاشته و توفیق تعقل و تأمل را به من عطا فرموده است، بی‌نهایت سپاسگزار و شاکر هستم.

اجرا و تدوین این پایان‌نامه مدیون راهنمایی، مساعدت و حمایت بزرگوارانی است که بی‌شک بدون یاری آنها طی نمودن این مسیر، دشوارتر می‌شد. لذا بر خود لازم می‌دانم تا مراتب سپاسگزاری خود را نسبت به کلیه عزیزانی که مرا در مراحل مختلف پایان‌نامه یاری نمودند، ابراز دارم.

از استاد راهنمای ارجمندم، استاد فرزانه جناب آقای دکتر علیرضا احمدی فرد که از صفات بارز اخلاقی و علمی ایشان بسیار بهره بردم و همواره با رهنمودهای ارزشمند خویش روشنگر مسیر تحقیق بودند بی‌نهایت سپاسگزارم.

از خانواده عزیزم که در تمام مراحل زندگی همواره مشوق، همراه و پشتیبانم بودند بسیار سپاسگزارم.

از همسر مهربانم که در طول این مسیر با صبوری و بردباری و همچنین راهنمایی‌ها و پیشنهادهای مفید خویش پشتیبان من بود کمال تشکر و قدردانی را عرضه می‌دارم.

از کلیه کارشناسان و کارمندان محترم دانشکده برق و رباتیک که در این مدت با مساعدت‌های خویش باعث تسریع در انجام پایان‌نامه شدند تشکر می‌نمایم.

از تمامی دوستانی که در این دوره بنده را یاری نمودند سپاسگزاری می‌نمایم.

در نهایت سلامتی و توفیق یکایک عزیزان را در تمامی مراحل زندگی از ایزد متعال مسئلت دارم.

راضیه مصومی

بهمن‌ماه ۹۲

اینجانب راضیه معصومی دانشجوی کارشناسی ارشد رشته برق، الکترونیک، دیجیتال دانشکده برق و رباتیک دانشگاه شاهرود، نویسنده پایان نامه با عنوان جداسازی عروق در تصاویر شبکیه چشم به کمک تبدیل کانتورلت و روش آشکار ساز خطی تحت راهنمایی های استاد راهنمای اول متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط این جانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های دیگر پژوهش گران، به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب پایان امه، تاکنون توسط خود، یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارایه نشده است.
- حقوق معنوی این اثر، به دانشگاه شاهرود متعلق دارد، و مقالات مستخرج با نام "دانشگاه شاهرود" یا "Shahrood University" به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در بدست آوردن نتایج اصلی پایان نامه تاثیر گذار بوده اند، در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آن) استفاده شده است، ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته (یا استفاده) شده است، اصل رازداری و اصول اخلاقی انسانی رعایت شده است.

راضیه معصومی

۱۳۹۲

## مالکیت نتایج و حق نشر

- تمام حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی، در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در این پایان نامه بدون ذکر منبع مجاز نمی باشد.



## چکیده:

با پیشرفت سریع فناوری محاسبات و صنعت رایانه علاقه محققان به طراحی و توسعه دستگاه‌های تشخیص خودکار برای بهبود خدمات پزشکی افزایش یافته است. دو ویژگی اصلی این‌گونه دستگاه‌ها قابلیت اطمینان بالا و دقت زیاد آنهاست..

بدلیل مشکلات متعدد در تصاویر شبکه‌ی چشم استخراج عروق از این تصاویر دشوار می باشد. محققان این نقاط ضعف را مورد بررسی قرار داده با الگوریتم‌های پیشنهادی تلاش در بهبود روش‌های استخراج عروق نموده اند.

آنچه در این تحقیق مورد توجه قرار گرفته است، جداسازی رگ‌های شبکه‌ی چشم از تصاویر مربوط به آن است. اگر به این تصاویر به صورت یک رویه در فضای ۳ بعدی نگاه کنیم به طوری که بعد سوم میزان روشنایی تصویر را نشان می دهد ، متوجه می شویم که رگ‌ها به شکل رویه‌های ناودانی با مقطع گوسی با ارتفاع و عرض‌های متفاوت هستند. با استفاده از این مدل الگوریتمی برای استخراج عروق پیشنهاد نموده ایم.

الگوریتم پیشنهاد شده در این تحقیق شامل ۳ بخش اساسی است. بخش اول مربوط به حذف نویز و عدم یکنواختی روشنایی در تصاویر شبکه‌ی است که مرحله ی پیش پردازش نام دارد. این مرحله خود شامل سه بخش است که در بخش اول تبدیل کانتورلت غیر زیر نمونه بردار را به تصویر اعمال کرده و در بخش دوم ضرایب آن توسط الگوریتم پرنندگان (PSO) اصلاح می شود؛ بخش نهایی باز سازی تصویر بهبود یافته با استفاده از ضرایب اصلاح شده می باشد. در این بخش تصویر بدست آمده وارد مرحله ی دوم می شود؛ در این مرحله، از روش آشکار ساز خطی در مقیاس‌ها و جهت‌های متفاوت استفاده کرده ایم. از نتایج این بخش ویژگی‌هایی مربوط به رگ‌ها جهت استخراج آنها بدست

آورده ایم.

با استفاده از ویژگی های بدست آمده و قرار دادن آستانه ای مناسب برای هرکدام به طور جداگانه، رگ ها همراه با کمی نویز استخراج می شوند. به منظور ارتقاء کیفیت رگ های استخراج شده یک مرحله ی پس پردازش نیز روی تصویر اعمال شده است.

در این پژوهش از پایگاه داده ی DRIVE استفاده شد. الگوریتم پیشنهادی بر روی ۲۰ تصویر مجموعه ی Test این پایگاه داده اعمال شد. میانگین نتایج بدست آمده برای سه تابع ارزیابی ACC، FPR و TPR به ترتیب برابر است با ۰.۹۴۰۱، ۰.۶۸۱۵ و ۰.۰۲۱۸ همچنین برای نمایش بهتر نتایج، مقایسه ای بین نتایج بدست آمده توسط الگوریتم پیشنهادی و چندین الگوریتم دیگر صورت گرفته است.

## کلمات کلیدی

استخراج عروق شبکیه چشم، تبدیل کانتورلت، الگوریتم پرندگان، روش آشکار ساز خطی

## لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

- ۱- بهبود کیفیت تصاویر شبکیه چشم با استفاده از تبدیل کانتورلت زیر نمونه برداری نشده
- ۲- استخراج الگوی درختی عروق شبکیه چشم با استفاده از تبدیل کانتورلت و فیلترهای تشخیص خط
- 3- Retinal Vessel Segmentation Using Non-Subsampled Contourlet Transform and Multi-Scale Line Detection

## فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۲	۱ فصل اول
۲	۱-۱ مقدمه
۲	۲-۱ ضرورت انجام تحقیق
۳	۳-۱ روشهای عکس برداری از چشم
۴	۱-۳-۱ دوربین ته‌چشمی (The Fundus Camera)
۴	۲-۳-۱ تصویربرداری دیجیتالی (Digital Imaging)
	۳-۳-۱ ارزیابی کلینیکی AMD توسط عکس‌های ته‌چشمی (Clinical Evaluation of AMD in Fundus Photos)
۵	۴-۳-۱ افتالموسکوپ اسکن کننده لیزری (SCANNING LASER OPHTHALMOSCOPE)
۵	۵-۳-۱ تصویربرداری و استفاده از پزشکی از راه دور (TELEMEDICINE)
۷	۶-۳-۱ دوربین‌های دیجیتالی (Digital Cameras)
۸	۴-۱ کاربردها
۹	۵-۱ مسائل و مشکل‌ها
۱۱	۶-۱ ساختار کلی پایان نامه
۱۴	۲ فصل دوم
۱۴	۱-۲ مقدمه
۱۴	۲-۲ انواع پژوهش‌های انجام شده بر روی تصاویر شبکیه
۱۴	۱-۲-۲ پژوهش به منظور بهبود و ارتقاء تصویر
۲۲	۲-۲-۲ پژوهش به منظور استخراج عروق

۳۰	دیگر پژوهش ها	۳-۲-۲
۳۵	مقایسه بین روش ها	۳-۲
۳۹	فصل سوم	۳
۳۹	مقدمه	۱-۳
۳۹	تبدیل کانتورلت	۲-۳
۴۱	هرم لاپلاسین	۱-۲-۳
۴۲	بانک فیلتر جهتی (DFB)	۲-۲-۳
۴۳	تبدیل کانتورلت	۳-۲-۳
۴۷	تبدیل کانتورلت زیر نمونه برداری نشده	۴-۲-۳
۴۸	الگوریتم پرندگان (PSO)	۳-۳
۵۳	آشکار ساز خطی	۴-۳
۵۴	مقیاس ثابت، جهت ها متغیر	۱-۴-۳
۵۵	مقیاس و جهت هردو متغیر	۲-۴-۳
۵۷	تبدیل فوریه سریع	۳-۴-۳
۶۱	فصل چهارم	۴
۶۱	مقدمه	۱-۴
۶۱	پایگاه داده	۲-۴
۶۲	ارائه ی روشی جدید جهت بهبود کیفیت تصویر	۳-۴
۶۳	پیش پردازش	۴-۴
۶۵	ضرایب آستانه گذاری	۱-۴-۴
۷۰	اصلاح ضرایب و بهبود کیفیت تصویر	۲-۴-۴
۷۳	استخراج ویژگی و جداسازی عروق	۵-۴
۸۰	پس پردازش	۶-۴
۸۶	فصل پنجم	۵

۱-۵	مقدمه	۸۶
۲-۵	مقایسه ی کیفی	۸۶
۳-۵	مقایسه کمی	۹۱
۶	فصل ششم	۹۶
۱-۶	مقدمه	۹۶
۲-۶	نتیجه گیری	۹۶
۳-۶	پیشنهاد برای کارهای آتی	۹۸
	منابع	۱۰۱
	پیوست الف_ واژه نامه انگلیسی به فارسی	۱۰۵

## فهرست شکل ها

- شکل ۱-۱: الف) تصویر شبکیه ی چشم، ب) رگ های استخراج شده ی آن توسط متخصصین..... ۳
- شکل ۲-۱: دستگاه مخصوص، جهت تهیه ی عکس از شبکیه چشم افراد..... ۷
- شکل ۳-۱: علائم بیماری ها در عروق شبکیه..... ۹
- شکل ۴-۱: محدودیت های موجود در تشخیص عروق شبکیه [۱]..... ۱۱
- شکل ۵-۱: مشکل های موجود در حین استخراج عروق شبکیه چشم..... ۱۱
- شکل ۱-۲: تصویر شبکیه ی چشم قبل و بعد از پردازش جهت بهبود کیفیت تصویر [۱۲]..... ۱۵
- شکل ۲-۲: بلوک دیاگرام تبدیل موجک دو بعدی..... ۱۶
- شکل ۳-۲: ساختار هرمی تبدیل موجک ۲ بعدی..... ۱۸
- شکل ۴-۲: الف) تصویر ورودی و هیستوگرام آن..... ۱۹
- شکل ۵-۲: تبدیل رادون محلی..... ۲۵
- شکل ۶-۲: تقسیم بندی نقاط مهم استخراجی از تصویر شبکیه چشم..... ۳۰
- شکل ۷-۲: فیلتر گوسی برای استخراج ناحیه ی دیسک نوری [۸]..... ۳۲
- شکل ۸-۲: مدل کانتور فعال برای استخراج ناحیه ی دیسک نوری..... ۳۲
- شکل ۹-۲: گراف ۳ بعدی به همراه نتایج کار برای استخراج عرض رگ..... ۳۴
- شکل ۱۰-۲: تشخیص عرض رگ با تقسیم بندی پیکسل رگ به دو بخش داخلی و خارجی..... ۳۵
- شکل ۱-۳: ساختار هرم لاپلاسین..... ۴۲
- شکل ۲-۳: یک مثال از اعمال هرم لاپلاسین در چندین مرحله..... ۴۲
- شکل ۳-۳: پشتیبان فرکانسی از فلتر بان جهتی در ۳ سطح..... ۴۳
- شکل ۴-۳: اساس کار فیلتر بانک ها در تبدیل کانتورلت..... ۴۴
- شکل ۵-۳: زیرفضای چند مقیاسه تولید شده توسط هرم لاپلاسین..... ۴۶
- شکل ۶-۳: مقایسه ای بین تبدیل کرولت و تبدیل کانتورلت..... ۴۷
- شکل ۷-۳: ساختار کانتورلت زیر نمونه برداری نشده..... ۴۸
- شکل ۸-۳: تبدیل اعمال کانتورلت زیر نمونه برداری نشده در ۳ سطح..... ۴۹
- شکل ۹-۳: بروز رسانی سرعت دو نمونه از جمعیت..... ۵۲
- شکل ۱۰-۳: ۱۲ جهت مختلف برای اعمال آشکار ساز خطی در مقیاس ۱۵..... ۵۴
- شکل ۱۱-۳: مراحل روش آشکار ساز خط در ۴ جهت..... ۵۵

- شکل ۳-۱۲: ایرادهای آشکار ساز خطی با مقیاس ثابت [۱] ..... ۵۶
- شکل ۳-۱۳: نمونه ای از ماسک در آشکار ساز خطی در ۳ مقیاس و ۳ جهت مختلف ..... ۵۷
- شکل ۴-۱: تصویر رنگی شبکه چشم به همراه مولفه هایش از هر کانال. [۱۲] ..... ۶۴
- شکل ۴-۲: الگوریتم پیش پردازش. بخش اول (خط چین قهوه ای) و بخش دوم (خط چین قرمز) ..... ۶۶
- شکل ۴-۳: گسترش ناحیه ی لبه، الف) معکوس کانال سبز، ب) تصویر گسترش یافته [۴۸] ..... ۶۷
- شکل ۴-۴: دسته بندی تصاویر در پاسخ به یک آستانه ی ثابت. .... ۶۸
- شکل ۴-۵: نمونه ای از اصلاح ضرایب سطوح ۲ و ۳ و ۴ توسط الگوریتم PSO ..... ۷۲
- شکل ۴-۶: بهبود کیفیت ۳ تصویر ۱، ۱۰، و ۶ از مجموعه پایگاه داده ی GT.DRIVE ..... ۷۳
- شکل ۴-۷: الگوریتم استخراج عروق. .... ۷۴
- شکل ۴-۸: نمایش دو و سه بعدی از نمونه ی ماتریس مربوط به پیکسل رگ و غیر رگ ..... ۷۵
- شکل ۴-۹: تصویر ۳ بعدی از ضرایب بدست آمده بعد از اعمال تبدیل FFT ..... ۷۷
- شکل ۴-۱۰: برجسته شدن ضایعات بیمارگونه در تصویر و استخراج نشدن آن در تصاویر GT.GT ..... ۷۸
- شکل ۴-۱۱: جابجایی عروق شناخته شده از مکان اصلی خود ..... ۷۹
- شکل ۴-۱۲: عروق استخراج شده توسط کلاسه بند ..... ۸۰
- شکل ۴-۱۳: اطلاعات استخراج شده از آشکار ساز خطی در سر رگ بریده ..... ۸۱
- شکل ۴-۱۴: اتصال عروق بریده به بدنه ی اصلی ..... ۸۳
- شکل ۴-۱۵: نتیجه ی نهایی از استخراج عروق در ۳ قالب متفاوت ..... ۸۴
- شکل ۵-۱: مقایسه ای بین روش پیشنهادی و سایر روش ها، ..... ۸۷
- شکل ۵-۲: مقایسه ای بین روش پیشنهادی و چندین روش دیگر. .... ۸۷
- شکل ۵-۳: مقایسه ی نتایج ..... ۸۹
- شکل ۵-۴: مقایسه ی چندین الگوریتم دیگر روی تصویر ۱۹ ..... ۹۰



## فهرست جداول

- جدول ۵-۱: توضیح برخی اختصار های استفاده شده در توابع ..... ۹۱
- جدول ۵-۲: نتایج حاصل از تمامی تصاویر ..... ۹۳
- جدول ۵-۳: مقایسه ی الگوریتم پیشنهادی با چند الگوریتم دیگر ..... ۹۴



# فصل اول

مقدمہ

## ۱ فصل اول

### ۱-۱ مقدمه

این فصل در جهت آشنایی با موضوع کلی تحقیق می باشد. در ابتدا هدف و انگیزه های انجام این تحقیق مطرح می شود و سپس مشکلاتی که بر سر راه جداسازی رگ ها وجود دارد بیان می گردد. جهت آشنایی بیشتر با موضوع کاربردهای تحقیق نیز مطرح می شود.

### ۱-۲ ضرورت انجام تحقیق

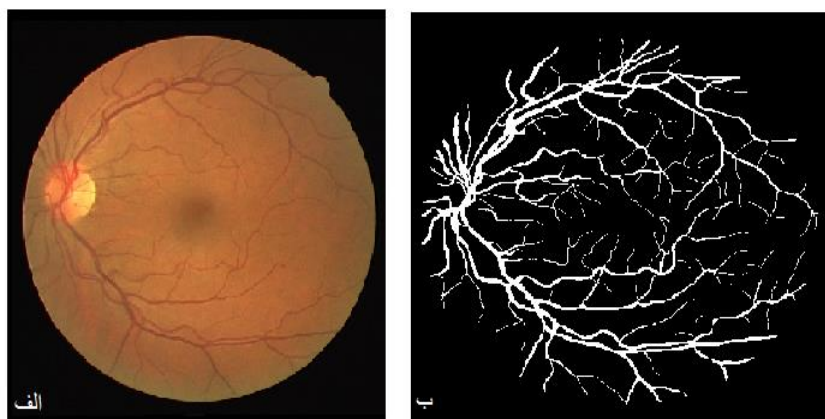
با پیشرفت سریع فناوری محاسبات و صنعت کامپیوتر علاقه محققان به طراحی و توسعه سیستم های تشخیص خودکار برای بهبود خدمات پزشکی افزایش یافته است. دو ویژگی اصلی این گونه سیستم ها قابلیت اطمینان بالا و دقت زیاد آنهاست، همچنین به دلیل وقت گیر بودن استخراج عروق از تصاویر شبکه توسط متخصصین، این کار با هزینه ی زیادی انجام می گیرد. ابزار اصلی سیستمی که در این تحقیق مطرح می شود، الگوریتم های پردازش تصویر است. این الگوریتم ها از طریق استخراج ویژگی هایی از عروق شبکه ی چشم نظیر میزان روشنایی رگ ها، انحنای رگ ها و نیز دانسیته رگ های قابل رؤیت، قادر به تشخیص عارضه و بیماری های مختلف می باشند.

برای آشکارسازی عروق موجود در شبکه تاکنون روش ها و رویکردهای متعددی معرفی شده است که هر یک ویژگی ها و نقایصی دارند و هیچ یک نتوانسته اند به صورت کامل نتیجه ی مطلوب را فراهم آورند.

تمامی این روش ها و رویکردها در عرصه پردازش تصاویر شبکه چشم، به منظور ارائه ی سیستم اتوماتیک برای استخراج عروق صورت گرفته است. استخراج عروق شبکه به صورت دستی، بسیار زمانبر و نیاز به مهارت خاص دارد همچنین سیستم های خودکار علاوه بر این که امکان پردازش

تصاویر شبکیه را در حجم زیاد و با حداقل زمان و هزینه فراهم می کنند، از خستگی و ضعف های دیگری که شخص تشخیص دهنده می تواند دچار شود مبرا می باشند [۱]. در شکل ۱-۱ نمونه ای از تصویر شبکیه و رگ های استخراج شده از آن توسط پزشک متخصص نشان داده شده است. هدف از این پژوهش استخراج عروق از تصویر شبکیه (مانند شکل ۱-۱) می باشد که عروق استخراج شده در شکل ۱-۱-ب) نشان داده شده است.

به دلیل بالا بودن اهمیت این کار که در بخش های بعد شرح داده خواهد شد، کار بر روی این تصاویر در جهت معرفی الگوریتم های جدید با قابلیت اعمال بر روی تصاویر با کیفیت و روشنایی مختلف و رسیدن به حداقل خطا همچنان ادامه دارد. همچنین امروزه با استفاده از تکنیک های پردازش تصویر و اندازه گیری کمی برجسته نگاری<sup>۱</sup> رگ های خونی شبکیه، ارتباط بین رگ های ریز ایجاد شده بر روی سطح شبکیه در راستای کشف و میزان رشد برخی از بیماری ها مورد مطالعه قرار می گیرد.



شکل ۱-۱: الف) تصویر شبکیه ی چشم، ب) رگ های استخراج شده ی آن توسط متخصصین

### ۱-۳ روش های عکس برداری از چشم

در بسیاری از حوزه های پزشکی، عکس برداری به عنوان روشی برای تشخیص و درمان بیماری ها

<sup>1</sup> Topography

استفاده می‌شود. عکس‌برداری به وسیله تسخیر نور برگشتی از اشیاء بر روی یک وسیله حساس، تصاویر را ایجاد می‌کند. به علاوه، عکس‌برداری به عنوان یک ابزار تشخیص مهم عمل می‌کند. شبکه‌های انسان بیشتر از آنکه نور را منعکس کند، به منظور تسخیر کردن نور طراحی شده‌است. عکس‌های شبکه‌های ممکن است در یک کنتراست ضعیف نتیجه شوند و ممکن است بر روی عملکرد تشخیصی اثر بگذارند. تحقیقات نشان داده که خیلی از بیماری‌های تهدیدکننده‌ی بینایی به شبکه‌های مربوط می‌شوند. خوشبختانه برای به دست آوردن عکس‌های بهتر، عکس‌برداری‌های پیشرفته و ابزار تخصصی، توسعه یافته‌اند [۲].

### ۱-۳-۱ دوربین ته‌چشمی (The Fundus Camera)

ابزاری که به طور عمده توسط چشم پزشکان برای دیدن بخش عقبی چشم مورد استفاده قرار می‌گیرد، دوربین ته‌چشمی است. ته چشم به وسیله یک منبع نور سفید با وضوح بالا (در محدوده میکرون) عکس‌برداری می‌شود. همچنین این تصاویر می‌توانند به صورت سه‌بعدی نیز ایجاد شوند. این ویژگی‌ها باعث می‌شود عکس‌برداری ته‌چشمی برای مطالعات بالینی بیماری‌های خاص مورد استفاده قرارگیرد. مدل‌های متنوعی از دوربین ته‌چشمی The German Zeiss, Topcon, Olympus, Nikon مورد استفاده قرار می‌گیرند [۳].

### ۱-۳-۲ تصویربرداری دیجیتالی (Digital Imaging)

چندی قبل عکس‌های ته چشمی در فیلم عکاسی ثبت می‌شد و عکاس باید ساعت‌ها و روزها برای دیدن نتایج منتظر می‌ماند. امروزه دوربین‌های ته‌چشمی عکس‌های دیجیتالی را می‌گیرند که در همان لحظه می‌توان آن‌ها را بررسی کرد و به صورت دیجیتالی ذخیره کرد. یک عکس نمونه که از رنگ‌های قرمز، سبز و آبی (RGB) تشکیل شده و دارای کیفیت ۲۰۰۰×۲۰۰۰ پیکسل است.

یک سیستم دیجیتالی عکس‌برداری در عین حال که کیفیت بالایی دارد، تکثیر بدون نقصی را

ایجاد می‌کند. عکس‌ها می‌توانند به وسیله فایل‌های دیجیتالی در فرمت‌های مختلف ذخیره شوند. در فشرده‌سازی عکس، عکس‌ها توسط یک الگوریتم فشرده‌سازی به یکدیگر متصل می‌شوند که این موضوع به عکس‌ها اجازه می‌دهد تا بر اساس همان اطلاعات جزئی احیا شوند. این نتیجه یک تجدید کامل از آن عکس نیست اما برای مقاصد تشخیصی کافی است [۴].

### ۱-۳-۳ ارزیابی کلینیکی AMD توسط عکس‌های ته‌چشمی (Clinical

#### (Evaluation of AMD in Fundus Photos

دوربین ته‌چشمی معمولاً برای مقاصد تشخیصی مورد استفاده قرار می‌گیرد (مطالعات کلینیکی بیماران AMD که علت بسیار مهم نابینایی در جهان توسعه یافته است) در روش دیجیتالی با آنالیز تصاویر به کمک کامپیوتر به نتیجه‌ای با دقت بالاتر، به واقعیتی نزدیک تر و تکرار پذیرتر می‌رسیم. اما طراحی کردن الگوریتم برای این هدف بسیار دشوار است. در ۲۰ سال گذشته روی روش‌های بسیاری تلاش شده است اما نتایج رضایت بخش نبوده است.

در این روش تصویر به قطعاتی با اندازه‌های مختلف تقسیم می‌شود و در درون هر قطعه، یک هیستوگرام مکانی مورد استفاده قرار می‌گیرد تا عدم تقارن در آن بررسی و تعیین شود که آیا پوشش خلفی قرنیه در آن موجود است یا خیر. به هر حال در یک آستانه نادرست، این روش اغلب گمراه کننده خواهد بود. بنابراین نظارت اپراتور و گام‌های پردازشی به این روش اضافه شده است [۵].

### ۱-۳-۴ افتالموسکوپ اسکن کننده لیزری

#### (SCANNING LASER OPHTHALMOSCOPE)

عکس برداری اغلب به همراه یک منبع نور سفید صورت می‌گیرد. به هر حال، منابع نور تک

رنگ در یک طول موج خاص در افتالموسکوپ اسکن کننده لیزری، قابل استفاده هستند. این روش در اصل به عنوان یک ابزار پژوهشی مورد استفاده قرار می‌گرفت، اما اکنون به طور فزاینده‌ای مورد تایید دیگر استانداردهای عکس‌برداری کلینیکی قرار گرفته است. از طرف دیگر در این روش اتساع مردمک غیرضروری است و در طی عملیات سطوح نوری تاریک هستند. این روش برای تصویربرداری از لایه‌های مشیمیه مناسب است. در عکس‌برداری‌های خودکار فلئورسانس (AF) از یک منبع لیزر ۴۸۸ میلیمتری به همراه یک فیلتر مرزی ۵۰۰ میلیمتری استفاده می‌شود. این منبع نورانی، ساختارهایی را که ذاتا فلئورسانس (اصولا به علت لیپوفاسین و فلئوروفور، E2A) هستند، آشکار می‌کند [۲].

### ۱-۳-۵ تصویربرداری و استفاده از پزشکی از راه دور (TELEMEDICINE)

با توجه به افزایش میانگین سنی افراد در کشورهای توسعه‌یافته، تعداد افراد کهنسالی که نیاز به معاینات چشم دارند بسیار زیاد شده است. به علت کمبود پزشک در این زمینه (در ایالات متحده)، کمتر از نصف جمعیت دیابتی معاینه سالانه چشم را دریافت می‌کنند.

یکی از اهداف پزشکی از راه دور، این است که فاصله بین مکان‌هایی که بیماران می‌توانند ارزیابی شوند و مکان‌هایی که به بیماران ارائه خدمات می‌دهند کوتاه شود. با ظهور پزشکی از راه دور و عکس‌برداری دیجیتالی، دیگر لزومی ندارد که بیمار و پزشک در یک مطب باشند. در یک دوربین ته‌چشمی پزشکی از راه دور (مثل اسکوپ دیجیتالی)، هدف ایجاد یک شیوه مناسب به منظور فراهم کردن معاینات چشمی برای مرکز مراقبت‌های اولیه است. با توجه به هزینه پایین برای ساخت این ابزار، جذب آن برای مطب پزشکان مراقبت‌های اولیه افزایش یافته است.

اپراتور با لمس صفحه نمایش با سیستم ارتباط برقرار می‌کند. وظایف اپراتور به کارهای ابتدائی محدود می‌شود (مثل توضیح دادن روش کار، تشویق کردن بیمار برای مقاوم بودن برای پلک زدن در

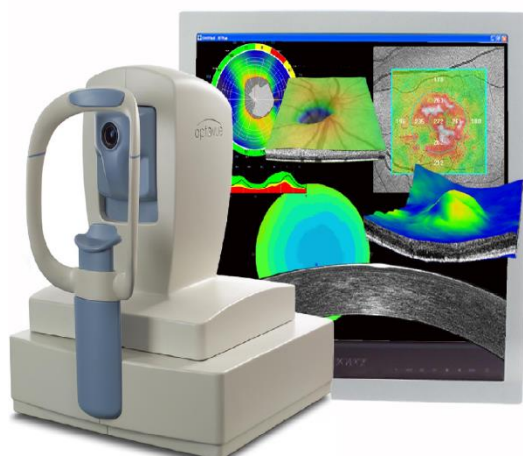


برابر نور و بررسی کردن کیفیت تصویر) به هر حال دوربین‌های نسل جدید که تصاویری با وضوح بالاتر را می‌گیرند و توانایی سه‌بعدی کردن تصاویر دیجیتالی را دارند، ممکن است این چنین موانع را در آینده حذف کنند [۳].

### ۱-۳-۶ دوربین‌های دیجیتالی (Digital Cameras)

بیشتر دوربین‌های دیجیتالی شامل انواعی از صفحه نمایش (LCD صفحه نمایش کریستال مایع) هستند. این صفحه نمایش می‌تواند جهت نمایش دادن عکس درست بلافاصله پس از گرفتن آن استفاده شود تا کاربر نتایج مختلف تنظیمات دوربین را ارزیابی کند و تنظیمات لازم را انجام دهد. علاوه بر این دوربین‌های دیجیتالی تصاویر را روی یک فرمت دیجیتالی و بر روی یک کارت حافظه قابل حمل، ذخیره می‌کنند. فرمت‌ها به صورت JPEG یا TIFF در می‌آیند. دوربین‌های CCD، در ریزبینی‌های با نور بی‌نهایت کم بسیار مفید هستند.

سیستم میکروسکوپ کامپیوتری که به طبقه موتوری و دوربین دیجیتالی CCD تجهیز شده است، به وسیله کابل مخصوص مستقیماً به کامپیوتر متصل می‌شود [۶].



شکل ۱-۲: دستگاه مخصوص، جهت تهیه ی عکس از شبکه چشم افراد

## ۱-۴ کاربردها

اکثر کاربردهایی که از استخراج عروق شبکیه می شود در زمینه ی پزشکی و تشخیص برخی از بیماری ها نظیر آب مروارید، آب سیاه، فشار خون، تصلب شرایین، تخریب ماکولای وابسته به سن و مهم تر از همه رتینوپاتی دیابتی است. علائمی که این بیماری ها در مراحل اولیه از خود نشان می دهند بر روی رگ های شبکیه قابل تشخیص می باشد. به عنوان مثال تغییر در قطر رگ ها شاخه ها و زوایای پیچ خوردگی از نتایج فشار خون بالا است [۷].

نئوواسکولاریزاسیون<sup>۱</sup> (تشکیل ساختارهای عروقی جدید در نواحی که در گذشته فاقد رگ بوده اند) و خونریزی، لکه هایی شبیه به پشم یا کتان در تصویر (لکه ی سفید)، ناهنجاری های عروقی [۸] از علائم رتینوپاتی دیابتی است و این بیماری در صورت شدت پیدا کردن منجر به کوری فرد مبتلا می شود و در صورت تشخیص به موقع می توان با عمل جراحی با لیزر آن را درمان کرد. تحقیقات نشان می دهد که در ۲۵ سال اخیر تعداد افراد مبتلا به این بیماری از ۱۳۰ میلیون نفر به ۲۵۰ میلیون نفر در جهان رسیده است [۹].

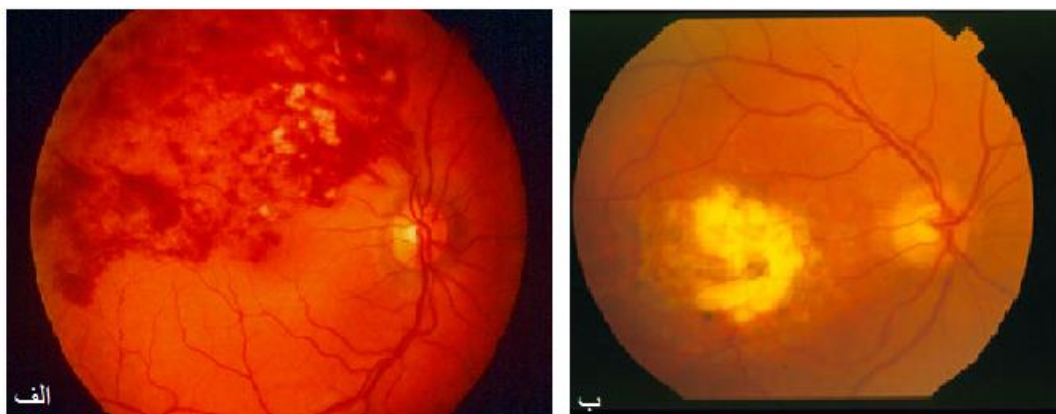
پیری رگ که منجر به بیماری های قلبی و مغزی می شود و از علائم آن بزرگ شدن ضخامت دیواره ی رگ ها و در نتیجه طول رگ ها و میزان پیچ و خم های آن است، از طریق استخراج عروق قابل تشخیص می باشد.

همچنین می توان با بررسی رگ های شبکیه چشم از سلامت مغز افراد نیز با خبر شد. نتایج بررسی های جدید نشان می دهد که پهنای رگ های خونی موجود در شبکیه چشم می تواند تعیین کننده سلامت مغز باشد. رگ های خونی شبکیه با رگ های خونی مغز از نظر اندازه، ساختار و کارکرد شباهت دارد و می توانند راهی برای بررسی سلامت مغز در انسان باشد. در این بررسی ها مشخص شد

<sup>1</sup> Neovascularizatio

که داشتن رگ‌های شبکیه پهن‌تر با کسب نمره پایین‌تر در تست‌های ضریب هوشی نیز ارتباط دارد. یکی دیگر از کاربردهای این تحقیق تشخیص سن افراد می‌باشد. با توجه به این موضوع که همراه با بالاتر رفتن سن افراد عروق شبکیه از حالت پیچیدگی خود خارج شده و شکل ساده‌تری را به خود می‌گیرد، می‌توان سن افراد را به صورت تقریبی بیان کرد [۱۰]. همچنین بدلیل اینکه عروق شبکیه‌ی افراد همانند اثر انگشت منحصر به فرد است، می‌توان از این خصوصیت در رابطه با تشخیص افراد یا کاربردهای مشابه با اثر انگشت استفاده کرد، اما به دلیل اینکه هنوز الگوی قابل قبولی که بتوان توسط آن عروق را به صورت کاملاً صحیح استخراج کرد ارائه نشده است، از این کاربرد استقبال زیادی نشده است [۱۱].

در شکل ۱-۳ چند نمونه از علائم بیماری‌ها در عروق شبکیه نشان داده شده است.



شکل ۱-۳: علائم بیماری‌ها در عروق شبکیه. الف) انسداد عروق شبکیه که فرد به تدریج و بدون درد نابینا می‌شود. ب) رتینوپاتی دیابتی است که باز شدن عروق را نشان می‌دهد.

## ۱-۵ مسائل و مشکل‌ها

تصاویر شبکیه‌ی چشم دچار ضعف‌هایی است که در استخراج عروق خلل وارد می‌کند، تمامی الگوریتم‌هایی پیشنهادی از سوی محققان این نقاط ضعف را مورد بررسی قرار داده و تلاش کرده‌اند آن‌ها را بهبود ببخشند تا پاسخ بهینه‌ای از استخراج عروق ارائه دهند، با این حال این مساله هنوز به

طور کامل مرتفع نشده و تحقیقات در این باره به طور گسترده ادامه دارد. از مشکلات این تحقیق می توان به اختلاف شدت فروزندگی پایین<sup>۱</sup> در تصویر شبکه‌یه، تراکم ناهمسان روشنایی و نویز بالا، اشاره کرد [۱۲].

عوامل یاد شده در قسمت قبل همگی ناشی از کیفیت تصویر بودند، در ادامه به برخی از مشکل‌ها اشاره خواهیم کرد که به نوع تصویر و حوزه‌ی کاری مربوط می‌شود و در حین پردازش تصویر باید آن‌ها را مد نظر قرار داد، از جمله‌ی آنها می‌توان به :

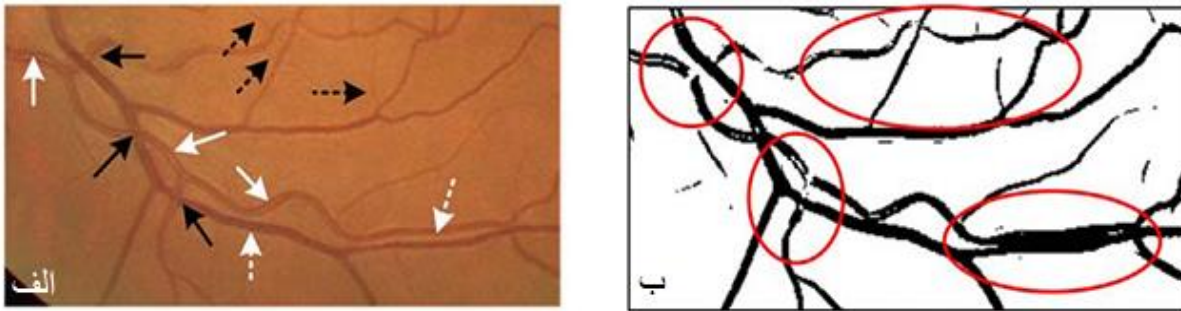
- ❖ انعکاس مرکزی<sup>۲</sup> در میان رگ‌های ضخیم (شکل ۴-۱)
- ❖ مناطق انشعاب رگ یا روی هم افتادگی رگ و رگ‌های منقطع (شکل ۴-۱)
- ❖ ادغام رگ‌های نزدیک به عنوان یک رگ پهن (شکل ۴-۱)
- ❖ وجود عروق مویرگی و باریک با شدت رنگ نزدیک به پس زمینه (شکل ۴-۱)
- ❖ ناحیه‌ی دیسک نوری<sup>۳</sup> و شدت نور بالای آن (شکل ۵-۱)
- ❖ ناحیه‌ی فرورفتگی<sup>۴</sup> در مرکز تصویر شبکه‌یه و روشنایی کم و شدت روشنایی پایین رگ‌ها در آن قسمت (شکل ۵-۱)
- ❖ وجود برخی ضایعات بیمارگونه (شکل ۳-۱)
- ❖ نداشتن الگویی خاص به دلیل ساختار متنوع عروق که برای افراد منحصر به فرد می‌باشد.
- ❖ تغییرهای متنوع ساختار عروق برای بیماری‌های مختلف که در شکل‌هایی که در ادامه آورده شده نشان داده شده است [۱].

<sup>1</sup> Contrast

<sup>2</sup> Central Reflex

<sup>3</sup> Optic Disc

<sup>4</sup> Fovea



شکل ۱-۴: محدودیت های موجود در تشخیص عروق شبکیه: ۱- نشان دهنده ی انعکاس نور در مرکز رگ (فلش سفید ممتد)، ۲- عروق نزدیک به هم ( فلش سفید خط چین)، ۳- روی هم افتادن رگ (فلش سیاه ممتد) ۴- عروق مویرگی (فلش سیاه خط چین) [۱]



شکل ۱-۵: مشکل های موجود در حین استخراج عروق شبکیه چشم ، ناحیه ی زرد رنگ، دیسک نوری قرمز رنگ ناحیه ی فرورفتگی چشم می باشد.

## ۱- ۶ ساختار کلی پایان نامه

این تحقیق شامل شش فصل است. در فصل جاری شمای کلی از موضوع و چالش ها و مزیت ها مطرح شد. در فصل بعد مروری بر روش های انجام شده تا کنون و مقایسه ای بین روش ها را با ذکر معایب و محاسن هر کدام خواهیم داشت. در فصل سوم تئوری نظری روش های مطرح شده در فصل

---

چهارم آورده شده است که باعث درک بهتر آنها می شود. از جمله این تئوری ها تبدیل کانتورلت و تئوری حرکت پرندگان می باشد. در فصل چهارم نحوه ی پیاده سازی تئوری ها و روش پیشنهادی مطرح شده است. در فصل پنجم نتایج کار و مقایسه ی آن با روش های پیشین صورت گرفته است. فصل آخر جمع بندی و پیشنهادات برای کار های آینده می باشد.

# فصل دوم

مروری بر پژوهش‌های انجام

شده روی تصاویر سکنه

## ۲ فصل دوم

### ۲-۱ مقدمه

در این فصل قصد داریم مطالعه ای اجمالی بر پژوهش‌هایی که تاکنون بر روی تصاویر شبکه انجام شده است، همراه با یک دسته بندی درختی به منظور درک بهتر موضوع، داشته باشیم. سپس با بیان معایب و مزایای هر روش و کاربرد آن‌ها می‌توانیم مقایسه ای کارآمد بین روش‌ها ارائه دهیم.

### ۲-۲ انواع پژوهش‌های انجام شده بر روی تصاویر شبکه

گروه بندی‌های متنوعی را می‌توان برای دسته بندی این موضوع ارائه کرد، ما یک نوع دسته بندی با نگرشی کلی بر روی پژوهش‌های انجام شده ارائه خواهیم کرد. این پژوهش‌ها به صورت زیر دسته بندی می‌شوند:

۲-۲-۱ پژوهش به منظور بهبود و ارتقاء تصویر<sup>۱</sup>

۲-۲-۲ پژوهش به منظور استخراج عروق<sup>۲</sup>

۲-۲-۳ دیگر پژوهش‌ها (اغلب به منظور تکمیل و ارتقاء و یا ارزیابی بخش‌های قبلی است)

#### ۲-۲-۱ پژوهش به منظور بهبود و ارتقاء تصویر

برای پزشکان بسیار مهم است که در تصاویر شبکه‌ی چشم از بین تعداد زیادی عروق مویرگی و عصب بینایی تشخیص و درک صحیحی از بیماری داشته باشند، اما تصاویر بدست آمده

<sup>1</sup> Enhancing Image Methods

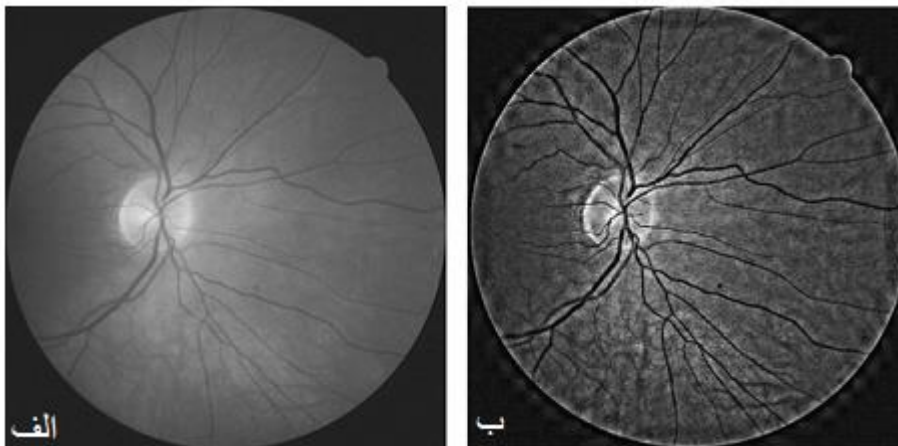
<sup>2</sup> Vessel Detection Methods



توسط دوربین‌های فوندوس اغلب روش‌هایی غیر یکنواخت، اختلاف شدت فرورزندگی پایین و طیف دینامیکی کمی دارند. شکل (۲-۱-الف) نمونه‌ای از این تصاویر را نشان می‌دهد. ضایعات موجود در تصویر و همچنین رگ‌های برخی نقاط مثل ناحیه‌ی فرورفتگی، به سختی قابل تشخیص می‌باشند و این پدیده تاثیر بسیاری در فرآیند تشخیص بیماری و نتایج آن خواهد داشت. در شکل ۲-۱ب تصویر بهبود یافته نشان داده شده است، همان‌طور که مشاهده می‌شود جزئیات در تصویر بهبود یافته با کیفیت بهتری قابل رویت می‌باشد. از این‌رو محققان پژوهش‌هایی را به منظور بهبود کیفیت تصویر انجام داده‌اند تا بتوان نتایجی با صحت بالاتری را از تصاویر شبکیه استخراج کرد. نتایج حاصل از این پژوهش برای دو منظور مورد استفاده قرار می‌گیرد:

- ❖ ارائه به پزشک و استخراج عروق به صورت دستی و تشخیص بیماری توسط پزشک.
- ❖ برای استفاده‌ی ماشین یا نرم افزار جهت استخراج خودکار عروق و ارائه‌ی آن به پزشک برای

#### تشخیص بیماری



شکل ۲-۱: تصویر شبکیه‌ی چشم قبل (الف) و بعد (ب) از پردازش جهت بهبود کیفیت تصویر [۴۳]

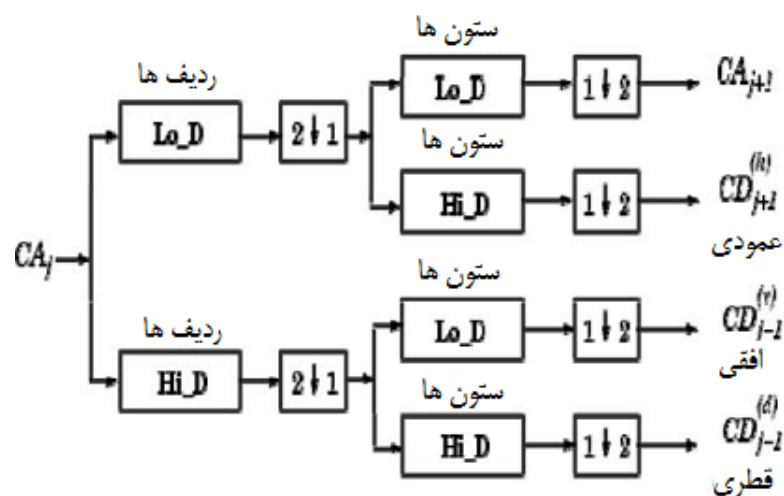
اغلب پژوهش‌های انجام شده در جهت بهبود کیفیت تصویر برای استفاده‌ی ماشین ارائه می‌شوند و بلافاصله بعد از این مرحله، عروق نیز استخراج می‌شود، همچنین پژوهش‌هایی که فقط در حوزه‌ی بهبود کیفیت تصویر باشد بسیار اندک می‌باشد. در اینجا تمام پژوهش‌هایی که در زمینه‌ی بهبود

کیفیت تصویر انجام شده است را مرور کرده و در مرحله ی بعد به نحوه ی استخراج عروق که از نتایج حاصل از این مرحله استفاده شده می پردازیم. لازم به ذکر است که برخی از پژوهش ها به طور مستقیم به مرحله ی دوم می رسند.

### ۱-۲-۲-۱ تبدیل موجک<sup>۱</sup>

در اکثر تحقیقات انجام شده در خصوص حذف نویز و تشخیص لبه در مرحله ی پیش پردازش از تبدیل موجک دو بعدی استفاده شده است. روش به دست آوردن تبدیل موجک برای یک سیگنال یک بعدی به این صورت است که سیگنال با یک فیلتر پایین گذر و یک فیلتر بالا گذر به دو بخش تقسیم می شود: بخش فرکانس بالا و بخش فرکانس پائین که تعداد نمونه ها در هر یک از این بخش ها نصف تعداد نمونه های سیگنال اصلی است. سپس بخش فرکانس پایین خود به دو بخش فرکانس پائین و فرکانس بالا تقسیم می شود. تعداد دفعاتی که این عمل انجام می گیرد تعداد سطح تجزیه تبدیل موجک را نشان می دهد.

برای سیگنال دو بعدی، مشابه سیگنال یک بعدی، تبدیل به همان ترتیب یکبار در راستای سطرها



شکل ۲-۲: بلوک دیاگرام تبدیل موجک دو بعدی

<sup>1</sup> Wavelet Transform

و بار دیگر در راستای ستون‌ها انجام می‌شود. شکل زیر بلوک دیاگرام تبدیل موجک دو بعدی را نشان می‌دهد.

در تبدیل موجک دو بعدی تصویر با ابعاد  $x$  و  $y$  به چهار ناحیه  $HH, HL, LH, LL$  تقسیم می‌شود، که  $LL$  ناحیه‌ای با ابعاد  $x/2$  و  $y/2$  است؛ سپس به چهار ناحیه با ابعاد  $x/4$  و  $y/4$  و به نام‌های  $HH_1, HL_1, LH_1, LL_1$  تقسیم می‌شود؛ پس از آن ناحیه‌ی  $LL_1$  به چهار ناحیه تقسیم می‌شود و این عمل تا حد دلخواه ادامه پیدا می‌کند. برای تبدیل موجک در سطح تجزیه  $n$  این کار  $n$  بار انجام می‌گیرد. در نهایت ناحیه  $LL_n$  با ابعاد  $x/2^n$  و  $y/2^n$  به دست خواهد آمد. بنابراین در حوزه تبدیل موجک تصویر به صورت یک ساختار هرمی، مانند آنچه در شکل ۲-۳ نمایش داده شده است، تبدیل می‌شود.

از جمله ویژگی‌های این تبدیل می‌توان به حذف نویز، تشخیص لبه در زوایای افقی، عمودی و  $45^\circ$  نام برد. همچنین به دلیل متغیر بودن قطر رگ در کل این تبدیل خاصیت تحلیل چند مقیاسی<sup>۱</sup> را دارد که این خاصیت کمک به استخراج رگ‌ها با قطرهای مختلف را امکان‌پذیر می‌کند [۱۳].

از جمله موجک‌های رایجی که در پردازش این گونه تصاویر استفاده می‌شود موجک مورلت [۱۴] و گابور است. این موجک‌ها برای استخراج ساختارهای جهتی مناسب می‌باشند. در نتیجه با استفاده از این موجک‌ها می‌توان نویز را فیلتر و کیفیت نمایش رگ‌ها را بالا برد.

یکی از پارامترهای مهمی که در این تبدیل و دیگر تبدیل‌های ذکر شده تاثیر بسزایی در تشخیص عروق دارد ابعاد کرنل موجک است. چرا که اگر پنجره‌ی کرنل کوچکتر از مقدار مناسب باشد رگ‌های درشت به خوبی تشخیص داده نمی‌شود و در صورت بزرگ شدن پنجره نیز رگ‌های ریز حذف می‌شوند. با تنظیم صحیح این پارامتر می‌توان ترکیبی از رگ‌های ضخیم و باریک را ایجاد کرد. نتایج تجربی نشان می‌دهد که این اندازه دو برابر قطورترین رگ موجود در تصویر است [۱۵].

<sup>۱</sup> Multi Resolution

LL	HL <sub>3</sub>	HL <sub>2</sub>	HL <sub>1</sub> (horizontal detail)
LH <sub>3</sub>	HH <sub>3</sub>		
LH <sub>2</sub>		HH <sub>2</sub>	
LH <sub>1</sub> (vertical detail)			HH <sub>1</sub> (diagonal detail)

شکل ۲-۳: ساختار هرمی تبدیل موجک ۲ بعدی

### ۲-۱-۲-۲ تعدیل هیستوگرام

یکی دیگر از کاربردهای هیستوگرام در افزایش اختلاف شدت فرزندگی تصاویر است. زمانی که می‌گوییم اختلاف شدت فرزندگی تصویری پایین است، این بدان معنا است که اختلاف بین کمترین و بیشترین شدت روشنایی تصویر کم است. تعدیل سازی هیستوگرام موجب می‌شود که این مشکل تا حدی برطرف شود. البته این الگوریتم همیشه کارایی مطلوبی ندارد.

الگوریتم زیر روش تعدیل سازی هیستوگرام را نشان می‌دهد:

( ۱ ) هیستوگرام تصویر را محاسبه می‌کنیم. فرض کنید مقادیر هیستوگرام در آرایه hist قرار گیرد.

( ۲ ) با استفاده از رابطه ی زیر فراوانی هیستوگرام را محاسبه می‌کنیم :

$$\text{histCum}[ i ] = \text{histCum}[ i-1 ] + \text{hist}[ i ] \quad (۱-۲)$$

( ۳ ) از رابطه ی زیر استفاده کرده و هیستوگرام تعدیل شده را محاسبه می‌کنیم :

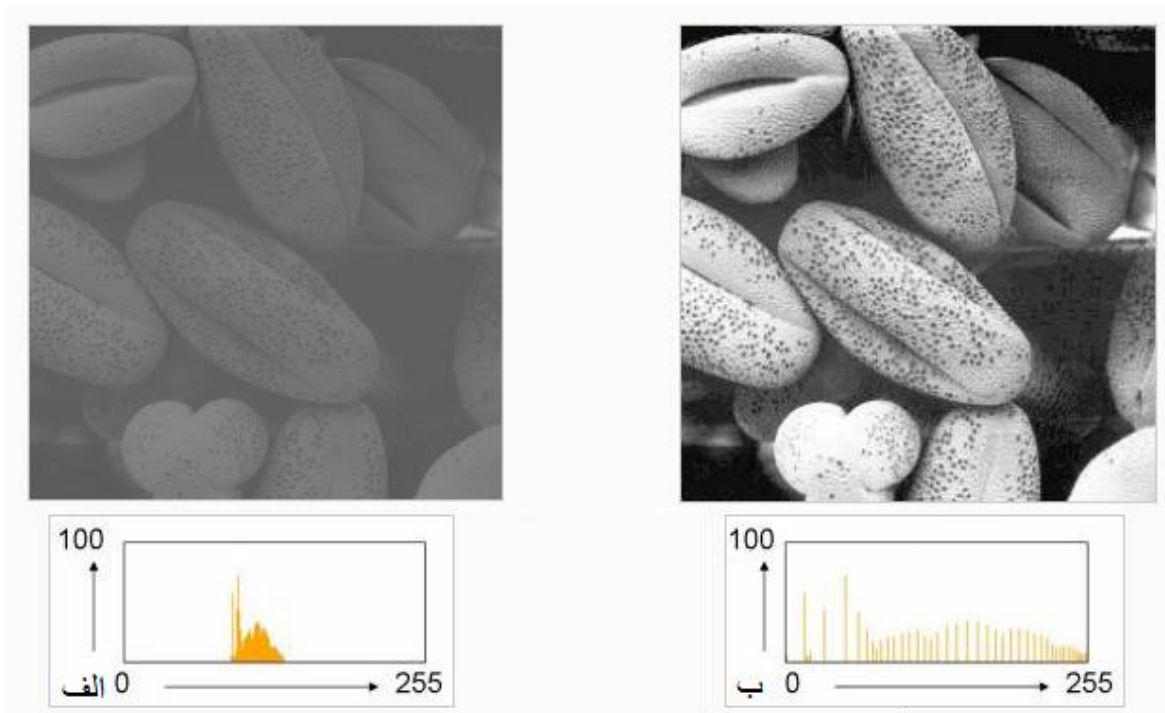
$$\text{eqHist}[i] = \text{Truncate}([ (L * \text{histCum}[i]) - N ] / N) \quad (۲-۲)$$

۴) در مرحله نهایی مقادیر جدید پیکسل ها را به صورت زیر مقدار دهی می کنیم :

$$\text{Result}[i, j] = \text{eqHist}[\text{input}[i, j]] \quad (3-2)$$

که در این فرمول  $L$  تعداد سطوح خاکستری و  $N$  تعداد کل پیکسل ها،  $\text{Result}$  تصویر خروجی و  $\text{input}$  تصویر ورودی را نشان می دهند.

در شکل ۲-۴ نمونه ای از تعدیل هیستوگرام نشان داده شده است. تصویر (الف) هیستوگرام اولیه و تصویر (ب) هیستوگرام تعدیل یافته می باشد.



شکل ۲-۴: الف) تصویر ورودی و هیستوگرام آن. ب) تصویر نهایی به همراه هیستوگرام تعدیل یافته اش.

این روش جزو ابتدایی ترین روش هاست و در سال های اخیر استقبال زیادی از آن نمی شود.

۲-۲-۳-۱-۳ شکل شناسی ریاضی<sup>۱</sup>

<sup>1</sup> Mathematical Morphological Transforms

دو اپراتور پر کاربرد این حوزه اپراتورهای باز و بسته هستند. به کمک اپراتورهای شکل شناسی می توان ویژگی هایی را از تصویر استخراج و یا ناحیه ای خاص و یا شی مورد نظر را جستجو نمود. از کاربرد های این روش می توان به حذف نویز، حذف جزئیات اضافی در تصویر، و بالا بردن فروزندگی تصویر اشاره کرد.

در بهبود میزان فروزندگی تصاویر شبکه نحوه ی استفاده از اپراتورهای شکل شناسی به این طریق است که به منظور بالا بردن اختلاف شدت فروزندگی تصویر ابتدا اپراتور top-hat روی تصویر اعمال می شود و حاصل به تصویر معکوس کانال سبز اضافه شده، با اعمال اپراتور bottom-hat روی و تصویر اصلی و تفاضل آن از تصویر قبلی اختلاف شدت فروزندگی تصویر افزایش می یابد [۱۵].

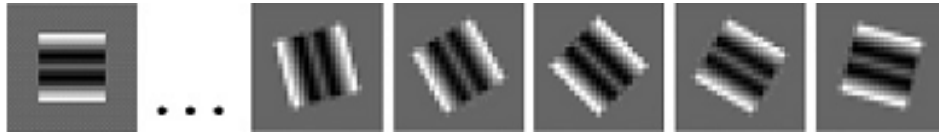
## ۲-۲-۱-۴ فیلتر همسان ساز<sup>۱</sup>

در این روش که دخالت کاربر نیز نیاز است، ابتدا توسط کاربر چندین ناحیه از تصویر شبکه چشم که شامل رگ با پهنای مختلف هستند انتخاب می شود و سپس میزان روشنایی آن (اندازه ی سطح خاکستری هر پیکسل) استخراج شده و میانگین گرفته می شود. به دلیل اینکه برش مقطعی یک رگ شبیه به تابع گوسی است، رویه های ناودانی شکل با مقطع گوسی در زوایای مختلف، مدل رگ ها خواهند بود [۱۶]. شکل ۲-۳ نمونه هایی از فیلتر های فوق را در جهت های مختلف نشان می دهد.

با پیمایش تصویر در ابعاد متناسب با عرض پنجره ی مختلف و کانولوشن هر پنجره با فیلترهای بدست آمده ضرایبی بدست می آید. برای هر پیکسل متناسب با تعداد جهت ها و پهنای مجموعه ضرایبی وجود دارد که مقدار صحیح همان مقدار بیشینه است. با انجام این کار در کل تصویر نتیجه ی حاصله، تصویری با اختلاف شدت فروزندگی بالا و نویز کم خواهد بود [۱۷]. چون ماتریس

<sup>1</sup> Matched Filter

هسین توانایی استخراج لبه را ندارد اغلب در پژوهش‌ها از یک فیلتر همسان ساز همراه با ماتریس هسین استفاده می‌کنند [۱۶]. البته در برخی از مقالات و پژوهش‌ها از این فیلتر به عنوان روشی برای شناسایی عروق نیز استفاده شده است که در بخش بعد به توضیح آن می‌پردازیم.



شکل ۲-۵: نمونه‌ای از فیلترهای گوسی با چرخش در زوایای مختلف

## ۲-۲-۱-۵ تبدیل کانتورلت<sup>۱</sup>

در این روش از یک تبدیل جدیدتری نسبت به تبدیل کرولت و موجک استفاده شده است، که این تبدیل متشکل از یک فیلتر بانک هرمی و یک فیلتر بانک جهتی به صورت همزمان می‌باشد این امر باعث می‌شود که معایب تبدیل موجک و کرولت تعدیل می‌یابند و نتیجه‌ی بهتری حاصل می‌شود. هرچه تعداد سطوح فیلتر هرمی افزایش می‌یابد تعداد جهت‌ها نیز زیاد شده و جزئیات در هر سطح پراکنده‌تر می‌شوند و هرچه تعداد این سطوح کمتر می‌شود جهت‌های به کار برده شده نیز کمتر شده و اطلاعات منسجم‌تر می‌باشد، آنچه مطلوب ماست مصالحه‌ای بین تعداد سطوح و جهت‌ها برای دستیابی به اطلاعات مورد نظر در هر سطح می‌باشد [۱۲].

ابتدا تبدیل با تعداد سطح و جهت مشخص به تصویر اعمال می‌شود، سپس با اصلاح ضرایب بدست آمده از هر سطح و بازسازی آن‌ها تصویر مطلوب حاصل می‌شود. نحوه‌ی اصلاح ضرایب بستگی به نیاز کار بر دارد در این مورد آنچه مورد نیاز ما است حذف روشنایی پس زمینه و نمایش جزئیات که شامل عروق مویرگی و ضایعات ناشی از برخی بیماری‌ها مثل دیابت و خونریزی مویرگی و غیره است. نحوه‌ی اصلاح ضرایب و نوع کانتورلت استفاده شده در پژوهش‌های مختلف با هم تفاوت دارد که نمونه‌هایی از این پژوهش‌ها در [۱۸]، [۱۹] و [۱۲] موجود است.

<sup>1</sup> Contourlet Transform

از انواع دیگر کانتورلت می‌توان به کانتورلت غیر زیر نمونه بردار<sup>۱</sup> (NSCT) اشاره کرد که پتانسیل بالایی در حذف نویز دارد و تفاوت آن با تبدیل کانتورلت معمولی در این است که در مراحل تجزیه و بازسازی مقدار نمونه‌های سیگنال (ابعاد تصویر) کاهش یا افزایش نمی‌یابند. این امر از این جهت که ابعاد ماتریس ضرایب هر سطح با ابعاد تصویر اولیه برابر است، تخمین دقیق مکان عروق را از روی ضرایب کانتورلت ممکن می‌سازد. [۱۸]. در فصل بعد بیشتر به شرح جزئیات این تبدیل خواهیم پرداخت.

## ۲-۲-۲ پژوهش به منظور استخراج عروق

این مرحله را می‌توان به سه گروه عمده تقسیم بندی کرد:

### ۲-۲-۲-۱ روش‌هایی مبتنی بر پیکسل

در این گروه با استفاده از روش‌هایی که در ادامه ذکر می‌شود برای هر پیکسل ویژگی‌هایی را استخراج می‌کنند و با توجه به آن ویژگی‌ها و شرایط خاصی که از قبل معین شده، تشخیص می‌دهند که پیکسل رگ است یا پس زمینه یا نویز و به همین ترتیب تمامی پیکسل‌های تصویر برچسب دار می‌شود و در نهایت الگوی عروق را استخراج می‌کنند.

#### الف) آستانه گذاری

این روش یکی از روش‌های ابتدایی و اولیه‌ی تشخیص عروق می‌باشد. استفاده از یک آستانه برای تشخیص پیکسل‌های رگ از غیر رگ می‌تواند به روش‌های مختلفی انجام شود. انتخاب مقدار آستانه نیز بستگی به نوع تصویر و یا تبدیل‌هایی (موجک، کرولت، کانتورلت) که بر تصویر اعمال می‌شود، می‌تواند متغیر باشد. یک نمونه از روش آستانه گذاری به این صورت است که پیکسل‌های

<sup>1</sup> Non-Subsampled Contourlet Transform



تصویر را به چهار قسمت تقسیم می‌کنند و هر قسمت را با بررسی شرایط یکنواختی دوباره به چهار قسمت تقسیم کرده و این کار را تا جایی انجام می‌دهند که شرایط یکنواختی ارضا شود [۲۰].

شرایط یکنواختی بیان می‌دارد که هیچ دو پیکسلی که در یک قسمت قرار گرفته‌اند، نباید اختلاف روشنایی شان از حد آستانه بیشتر باشد. با انجام این کار تمامی پیکسل‌ها در قسمت‌های مجزا از هم قرار می‌گیرند و سپس با مشخص کردن هر قسمت به عنوان رگ یا غیر رگ، الگوی رگ‌های شبکه استخراج می‌شود.

گاهی ممکن است از چندین آستانه برای دسته‌بندی پیکسل‌ها استفاده کرد. به عنوان مثال استفاده از چهار آستانه برای چهار مقدار متفاوت روشنایی: رگ، پس زمینه، نویز و پیکسل نامشخص می‌باشد [۲۰].

### ب) شبکه‌های عصبی

در این روش با استفاده از برخی پیش‌پردازش‌هایی که در مرحله‌ی قبل ذکر شد، ویژگی‌هایی از هر پیکسل استخراج می‌شود. از جمله‌ی این پیش‌پردازش‌ها می‌توان به تبدیل موجک، رادون محلیو کانتورلت اشاره کرد. سپس با استفاده از یکی از انواع شبکه‌های عصبی و استفاده از یک پایگاه داده‌ی برجسب دار، شبکه‌ی مورد نظر، طراحی و وزن‌های مربوط به شبکه استخراج می‌شود؛ این مرحله، مرحله‌ی آموزش شبکه نام دارد. بعد از این مرحله وارد مرحله‌ی ارزیابی می‌شویم. اطلاعات استخراج شده برای هر پیکسل به صورت بردار ویژگی به شبکه داده می‌شود و بر مبنای این اطلاعات و شبکه‌ی طراحی شده، تصمیم گرفته می‌شود که هر پیکسل از کدام چهار نوع رگ، پس زمینه، نویز، یا نامشخص می‌باشد.

از جمله این شبکه‌ها می‌توان به یک کلاسه‌بند بیزین با چگالی احتمال شرطی توصیف شده توسط مخلوط توابع گوسی اشاره کرد. نتیجه‌ی آن یک کلاسه‌بند سریع با توانایی مدل‌کردن سطوح

تصمیم‌گیری پیچیده نیز می‌باشد. توزیع احتمال بر مبنای مجموعه‌ی آموزشی که شامل پیکسل‌های دارای برچسب بدست آمده است حاصل می‌شود [۲۱].

### ج) جهت‌گیری گرادیان

از آنجا که شبکه‌ی رگ‌ها تیره‌تر از زمینه می‌باشد، بردارهای واحد گرادیان در آن مناطق واگرا می‌شود و دچار گسستگی می‌شود، در نتیجه با یافتن گسستگی‌ها و شکستگی‌ها در جهت گرادیان می‌توان الگوی رگ‌ها و سایر مشخصه‌ها را در تصویر استخراج نمود.

برای این منظور ابتدا بردارهای گرادیان تصویر را در چندین مقیاس بدست آورده و آن‌ها را به اندازه‌های واحد نرمال می‌کنیم. سپس با استفاده از مشتق اول گرادیان و محاسبه‌ی میزان شکستگی رگ‌ها و تحلیل جهت‌گیری گرادیان<sup>۱</sup> (GOA) مرحله‌ی استخراج الگوی رگ‌ها آغاز می‌شود.

تابع GOA نسبت به فرو رفتگی‌ها و برآمدگی‌ها به یک شکل پاسخ می‌دهد، برای استخراج رگ‌ها (فرو رفتگی‌ها در تصویر) GOA‌های بالا با استفاده از علامت عملگر لاپلاسین حذف شده و GOA‌های پایین با آستانه‌گیری استخراج می‌شوند [۲۲].

۲-۲-۲-۲ روش مبتنی بر پنجره گذاری

### الف) فیلترهای همسان‌ساز

در بخش ۲-۲-۱-۴ راجع به این نوع فیلتر و نحوه‌ی عملکرد آن توضیحاتی ارائه شد. در این بخش از کاربردهای دیگر این فیلتر جهت تشخیص عروق بحث می‌کنیم.

<sup>1</sup> Orientation Analysis Gradient

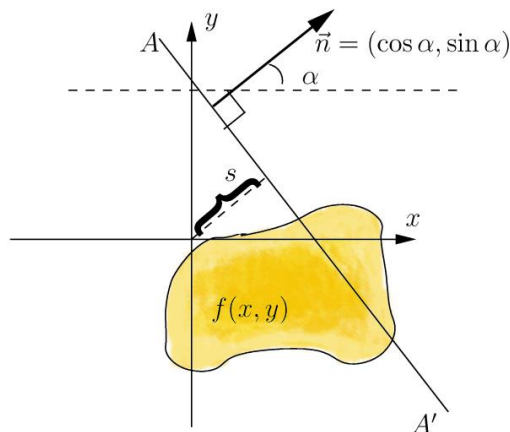
با انتخاب یک فیلتر گوسی به عنوان پنجره ی فیلتر همسان ساز و تنظیم آن برای چندین مقیاس مختلف و تغییر پارامتر های آن با توجه به مکان پنجره می توان رگ ها را به صورت تقریبی استخراج و با تعیین پیکسل های مرزی رگ، قطر رگ را نیز بدست آورد. هرچه پنجره ی گوسین با کیفیت بالایی تنظیم شود، ردیابی عروق دقیق تر خواهد بود [۲۱].

### ب) تبدیل رادون محلی

تبدیل رادون یک تابع پیوسته ی دو بعدی است که بر مبنای انتگرال گیری عمل می کند. در واقع تبدیل رادون، تبدیلی انتگرالی است که مقدار آن برابر با انتگرال تابع بر روی یک خط است. معادله یک خط را در فضای دوبعدی می توان به صورت زیر نوشت:

$$(x(t), y(t)) = t(\sin \alpha, -\cos \alpha) + s(\cos \alpha, \sin \alpha) \quad (۴-۲)$$

که  $s$  فاصله ی خط را از مبدأ مختصات نشان می دهد و  $n(\alpha) = (\cos \alpha, \sin \alpha)$  بردار یکه عمود بر خط است. به همین ترتیب اگر نقطه تقاطع خط مزبور و خط عمود بر آن و گذرنده از مبدأ را  $B$  بنامیم آنگاه  $t$  فاصله هر نقطه واقع بر خط را تا نقطه  $B$  نشان می دهد. همچنین



شکل ۴-۲: تبدیل رادون محلی

$(\sin\alpha, -\cos\alpha)$  بردار راستای خط است.

بدین ترتیب:

$$\mathcal{R}[f](\alpha, s) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x(t), y(t)) dt \quad (5-2)$$

مقدار ماکزیمم موجود در فضای رادون بیانگر حضور احتمالی قطعه رگ می باشد [۲۴]. برای اطمینان از صحت وجود رگ مقدار ماکزیمم با یک مقدار آستانه مقایسه می شود. رادون محلی توانایی چرخش در زوایای مختلف را دارد و با استفاده از فرآیند بیشینه سازی در جهت رگ قرار می گیرد. بعد از تشخیص رگ در داخل پنجره و نرمال سازی آن قطعه رگ در هر پنجره به صورت جداگانه استخراج شده و در انتهای کار این پنجره‌ها با مقداری همپوشانی جهت اطمینان در کنار هم قرار گرفته و الگوی رگ استخراج می شود.

در برخی از پیش پردازش‌ها عروق خونی شبکه به صورت ساختار خطی فرض می شوند. از آنجا که این تبدیل نسبت به مدل شاخه‌ها و جهت‌های قبلی وابستگی ندارد توانایی استخراج دیگر ساختارهای عروقی در چشم انسان مانند رگ‌های ملتحمه را نیز دارا می باشد [۲۵].

### ج) تشخیص خط<sup>۱</sup>

در عروق شبکه استفاده از روش تشخیص خط به دو گروه عمده تقسیم می شوند:

❖ تشخیص نقاط دو طرف لبه ی رگ و اتصال آن‌ها به هم

❖ تشخیص خطی به هم پیوسته در مرکز رگ

نوع اول متعلق به روش‌های مبتنی بر پیکسل می باشد و در این روش عرض رگ با محاسبه

<sup>1</sup> Line Detection

ی فاصله ی بین دو پیکسل مجاور تشخیص داده می شود. در نوع دوم ابتدا الگوی عروق شبکه به صورت خطوطی با عرض یک پیکسل شناسایی و سپس با استفاده از روش های تشخیص عرض رگ که در بخش بعد توضیح داده می شود تخمین زده می شود.

خطوط واقع در مرکز رگ معمولا توسط فیلتر های گوسی که به شکل خط هستند تشخیص داده می شود. این خطوط نقاطی به هم پیوسته در تصویر هستند که اندازه ی انحنای آن ها حداکثر می باشد. اندازه ی این انحنا با استفاده از مشتق دوم فیلتر گوسی محاسبه می شود. یکی از عوامل مهم در تشخیص خط، تناسب مقیاس فیلتر و خط مورد نظر می باشد زیرا در صورت ناهمگون بودن این دو مقیاس نتایج بدست آمده رضایت بخش نخواهد بود.

از آنجا که خطوط در تصاویر شبکه در اندازه ها و عرض های مختلف هستند بنابراین این فیلتر در چندین مقیاس مختلف طراحی و روی تصویر اعمال می شود [۲۶]. این روش نیز یکی از موضوعات بحث در فصل بعد خواهد بود.

روشی دیگر برای تشخیص لبه، استفاده از جهت گیری پیکسل ها با توجه به بزرگترین انحنای سطح می باشد. به عبارت دیگر پیکسلی که مشتق اول آن در جهت بزرگترین انحنای سطح تغییر علامت دهد به عنوان لبه شناخته می شود. بزرگترین انحنای سطح، همان بزرگترین مقدار ویژه ی بردار ماتریس هسین می باشد.

چون در تصاویر گسسته نمی توان مشتق گرفت، از کانوال تصویر با یک کرنل گوسی به جای مشتق اول استفاده می کنند. در مکانی که مقدار کرنل  $-1$  باشد حداقل و برای مقدار  $1$  حداکثر و در بقیه ی مکان ها صفر در نظر گرفته می شود. در مرحله ی بعد پیکسل هایی که متعلق به یک رگ و خط هستند در یک گروه مجزا گروه بندی می شوند. روش گروه بندی پیکسل ها یک الگوریتم ساده ی رو به رشد است که با مقایسه بین پیکسل های گروه بندی شده و گروه بندی نشده عمل می کند.

در مرحله ی اول که هیچ پیکسل گروه بندی شده ای وجود ندارد یک پیکسل برای شروع کار به صورت تصادفی انتخاب می شود. با بررسی دو شرط زیر پیکسل های مجاور پیکسل اولیه یا پیکسل های گروه بندی شده، گروه بندی می شوند:

۱- مقادیر بردار ویژه پیکسل های مجاور باید یکسان باشد.

۲- اگر شرط ۱ برقرار بود پیکسل ها باید مجاور یکدیگر باشند نه موازی یکدیگر.

بعد از اتمام گروه بندی با استفاده از کلاسه بند نزدیک ترین  $K$  همسایه<sup>۱</sup> الگوی رگ استخراج می-شود [۲۷].

۲-۲-۲-۳ روش های مبتنی بر ردیابی

استخراج الگوی عروق در این گروه طی فرآیندی دو مرحله ای انجام می شود: ابتدا محلی را که تمامی رگ ها از آن قسمت شروع می شوند و نقطه ی بنیادی<sup>۲</sup> نامیده می شود، مشخص می کنیم. این کار ممکن است توسط کاربر یا به صورت خودکار انجام شود؛ سپس با شروع از نقطه ی ریشه و ردیابی محلی عروق، شاخه ها و نقاط انتهایی رگ ها شناسایی می شوند. با ترکیب شاخه ها و نقاط انتهایی و نقطه ی شروع، الگوی عروق استخراج می شود [۲۸].

الف) روش پیشروی سریع<sup>۳</sup>

در این روش کار از یک نقطه ی ابتدایی شروع و با استفاده از تابع سرعت  $F$  که می تواند توابع متنوعی را در بر بگیرد از جمله گرادیان تصویر، بر حسب شعاع رگ، جهت گیری رگ، توابع ترکیبی و ... مسیر رگ شناسایی و انتهای آن نیز مشخص می شود [۲۹].

<sup>1</sup> K-Nearest Neighbour

<sup>2</sup> Seed Points

<sup>3</sup> Fast Marching Methods

شکل کلی این فرمول به صورت رابطه ی (۲-۴) می باشد.

$$|\nabla T|F = 1 \quad (۲-۶)$$

در این رابطه  $F$  تابع انتشار و  $T$  مدت زمان پردازش تابع انتشار در یک نقطه است. متغیر  $F$  همواره مثبت است و از یک نقطه شروع به گسترش می کند. زمانی که تابع  $F$  متوقف می شود یک ناحیه بندی از عروق را می توان نمایش داد.

تابع سرعت  $F$  متناسب با دو ویژگی طراحی می شود:

۱- مقدار خاکستری

۲- گرادیان یا شیب روشنایی

در داخل عروق شیب روشنایی کم و سطح روشنایی بالا می باشد و در خارج از عروق این مقادیر بر عکس می شوند.

تابع سرعت  $f$  در روش پیشروی سریع طبق دو شرط زیر متوقف می شود:

یا به یک حد آستانه ی از پیش تعیین شده می رسد و یا تعداد تکرارهای آن به میزان حداکثر خود رسیده است.




با شروع فعالیت، تابع بر روی مقادیری که به عنوان رگ هستند برچسب زده و مقادیر غیر رگ در اطراف رگ برچسب نزدیک و مقادیری که رگ نیستند و از رگ فاصله دارند برچسب دور می گذارد. به این ترتیب با تکرار فرآیند برچسب گذاری، ساختار عروق شبکه استخراج می شود [۱۴].

(ب) روش درختی

به دلیل شباهت رگ های شبکه ی چشم به ساختار درختی، می توان آن ها را به یک

درخت تشبیه کرد و رگ‌ها را استخراج نمود.

ابتدا یک پنجره  $3 \times 3$  در نظر می‌گیریم و با پیمایش تصویر نقاطی را که مقدار روشنایی نزدیک به رگ دارند استخراج و با توجه به روشنایی پیکسل‌های همسایه، پیکسل‌ها در ۳ گروه: نقاط ابتدا و انتهای رگ، نقاط انشعابی، نقاط روی هم افتادگی عروق دسته بندی می‌شوند؛ همانطور که در شکل ۲-۵ نشان داده شده است. سپس با شماره گذاری این نقاط و ذخیره ی مختصات آنها در یک مرحله ی ردیابی این نقاط را به هم وصل کرده و الگوی رگ استخراج می‌شود [۳۰].

مکان نقاط	توضیحات
	نقاط ابتدا و انتهای رگ
	نقاط انشعابی
	نقاط روی هم افتادگی عروق

شکل ۲-۷: تقسیم بندی نقاط مهم استخراجی از تصویر شبکه چشم

## ۲-۲-۳ دیگر پژوهش‌ها

### ۲-۲-۳-۱ تشخیص ناحیه ی دیسک نوری

تعیین موقعیت دیسک نوری در پردازش و تحلیل تصاویر شبکه از اهمیت بسزایی برخوردار است. از پاسخ این بخش می‌توان در برخی مراحل ذکر شده در قسمت‌های قبل از جمله استخراج عروق به روش ردیابی استفاده کرد [۸]. همچنین می‌تواند به عنوان نقطه ی ابتدایی و شروع کار در نظر گرفت، زیرا کلیه ی رگ‌های خونی شبکه از دیسک نوری منشعب می‌شوند و با فاصله گرفتن از این قسمت قطرشان کم می‌شود. همچنین بدلیل روشنایی بالایی که این قسمت دارد و اختلاف شدت فروزندگی بالا می‌تواند در پاسخ فیلترها ایجاد مشکل کند. با تشخیص این ناحیه و حذف آن توسط یک ماسک



مناسب می‌توان خطای نتایج را کم کرد. تا کنون شیوه‌های مختلفی برای استخراج این قسمت از تصویر ارائه شده و در اغلب آن‌ها از مدل مارها<sup>۱</sup> یا کانتورهای فعال استفاده شده است [۱۸].

مارها یا کانتورهای فعال منحنی‌های بسته‌ای هستند که بر اثر نیروهای داخلی که توسط مشخصات خود منحنی تعیین می‌شود و نیروهای خارجی که از اطلاعات تصویر گرفته می‌شود، قادر به حرکت می‌باشند. این نیروها به گونه‌ای تعریف می‌شوند که منحنی را به مرز اشیاء داخل تصویر می‌کشاند و در پیرامون آن‌ها متمرکز می‌شود. این نیرو با استفاده از گرادیان تصویر بدست می‌آید و به سمتی حرکت می‌کند که دارای گرادیان بالا است. مشکل اصلی که در این مدل وجود دارد این است که نتیجه‌ی کانتورهای فعال به شدت به کانتور اولیه‌ی انتخابی وابسته است. اگر کانتور اولیه نزدیک به شی مورد نظر نباشد امکان نتیجه‌ی اشتباه وجود دارد از این رو انتخاب کانتور اولیه نیاز به دقت فراوان دارد [۱۸]. تفاوتی که در بین پژوهش‌های انجام شده در این زمینه وجود دارد در نحوه‌ی انتخاب کانتور اولیه می‌باشد که در ادامه به چند مورد از آن‌ها اشاره خواهیم کرد:

❖ در برخی از مقالات برای انتخاب کانتور اولیه از موجک‌ها استفاده شده است که با اعمال

این موجک در ۳ سطح و استفاده از نتایج سطح سوم، مکانی که شدت نور بالایی دارد به

عنوان کانتور اولیه انتخاب می‌شود [۹].

❖ استفاده از یک فیلتر گوسین که مقدار آن از میانگین شدت نور پیکسل‌ها در تصویر مشخص

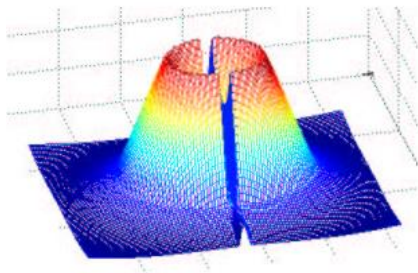
می‌شوند. اندازه‌ی پنجره‌ی آن تقریباً برابر با ناحیه‌ی دیسک نوری است و چون در تمامی

تصاویر یک رگ وریدی از مرکز دیسک عبور می‌کند مدل گوسی نیز یک بریدگی درمیان

خود دارد. با کانوال کردن این مدل با تصویر، می‌توان مکان تقریبی کانتور اولیه برای دیسک

را تشخیص داد. شکل زیر نمونه‌ای از این مدل گوسی را نشان می‌دهد [۳۴].

<sup>1</sup> Snakes Model



شکل ۲-۸: فیلتر گوسی برای استخراج ناحیه ی دیسک نوری [۳۴]

- ❖ در این روش ابتدا ۵٪ از پیکسل‌ها که بیشترین شدت نوری را دارند جدا شده و برای تک تک آن‌ها به همراه پیکسل‌های مجاور در اندازه ی تقریبی دیسک نوری واریانس گرفته می‌شود. پیکسلی که بیشترین واریانس را داشته باشد به عنوان پیکسل نامزد انتخاب می‌شود؛ سپس یک دایره با شعاع تقریبی از قبل مشخص شده به مرکز پیکسل انتخابی در تصویر قرار داده می‌شود که این دایره همان کانتور اولیه برای پردازش مرحله ی بعد می‌باشد [۳۱].
- ❖ از روش‌هایی که بدلیل دارا بودن خطای زیاد کمتر از آن استقبال شده است، استفاده از یک حد آستانه برای پیدا کردن مکان تقریبی دیسک نوری است [۳۲].



شکل ۲-۹: مدل کانتور فعال برای استخراج ناحیه ی دیسک نوری

## ۲-۲-۳-۲ توابع ارزیابی نتایج

در بیشتر تحقیقات برای ارزیابی نتایج کار، یک مقایسه ی پیکسل به پیکسل بین الگوی رگ استخراج شده توسط متخصصان و سیستم پیشنهادی انجام می‌شود. در این مورد به دلیل اینکه ممکن است در نتایج بدست آمده توسط متخصصان خطایی وجود داشته باشد، از دقت کافی برخوردار

نیست. به همین دلیل تحقیقاتی برای ایجاد توابعی جدید به منظور ارزیابی دقیق انجام شده و تلاش برای ایجاد یک الگوی رگ استخراجی با درجه ی صحت بالا توسط متخصصان صورت گرفته است.

❖ یک روش برای ارزیابی نتایج استفاده از تصاویر پایه با دقت بالا جهت ارزیابی و استفاده از ۳ پارامتر مهم بین این تصاویر و تصویر بدست آمده توسط سیستم های خودکار است.

۱- اولین پارامتر بر حسب میزان شاخه ها در الگوی استخراجی است. دلیل اینکه طرح رگ ساختاری درختی دارد، می توان با اندازه گیری تعداد شاخه ها و ارتباط بین آن ها و مقایسه نتایج با الگوی صحیح معیاری را مشخص کرد.

۲- پارامتر بعدی عرض رگ ها می باشد که در تشخیص عروق مساله ی مهمی است. می توان با تطبیق عرض عروق با الگوی اصلی معیار دیگری را نیز بدست آورد.

۳- پارامتر آخر طول عروق استخراجی است که این پارامتر می تواند معیاری برای میزان تشخیص عروق مویرگی نیز قرار گیرد، چرا که عروق مویرگی اغلب در انتهای شاخه های عروق قرار دارند.

با جمع بندی این ۳ پارامتر می توان معیاری را برای ارزیابی میزان عملکرد الگوریتم های پیشنهادی ارائه کرد [۲۶].

❖ یکی از رایج ترین توابع ارزیابی عملکرد که در بسیاری از مقالات جهت ارزیابی از آن استفاده شده است، بکارگیری سه معیار  $TPF^1$ ،  $FPF^2$  و  $ACC^3$  می باشد که در فصل ۵ به تفصیل شرح داده خواهد شد.

❖ از توابع دیگری که می توان نام برد، ارزیابی ساختار خطوط منحنی، ارزیابی برحسب

<sup>1</sup> True Positive Fraction

<sup>2</sup> False Positive Fraction

<sup>3</sup> Accuracy

تشخیص لبه و غیره می باشد [۳۳].

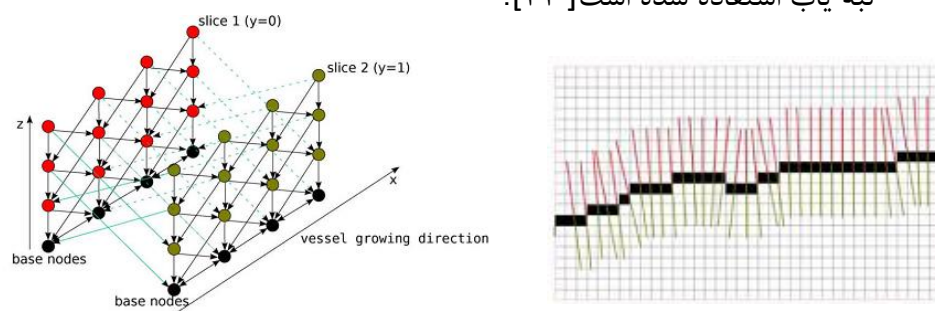
## ۲-۲-۳ تشخیص عرض رگ

بعد از استخراج الگوی درختی عروق، نوبت به تعیین قطر و پهناى رگ می رسد. به دلیل اینکه علائم برخی از بیماری ها مثل فشار خون، رتینوپاتی دیابتی در تغییر عرض رگ است [۷]، این مقوله از دقت بالایی برخوردار است. در تشخیص عرض رگ دو مرحله ی اساسی وجود دارد: تشخیص نقاط انشعاب رگ ها و استخراج نقاط لبه از رگ های مرکزی.

❖ در یک روش از یک گراف ۳ بعدی در دو مقیاس مختلف استفاده می شود، ستون گراف عمود بر جهت رشد رگ می باشد. با پیمایش گراف بر روی رگ و در راستای جهت رگ در هر ناحیه عرض رگ از روی نقاط استخراجی در لبه ها تشخیص داده می شود. مشکل این روش در مکانی که ستون های گراف با هم را تلاقی می کنند ایجاد می شود، این مکان جایی است که شاخه وجود دارد؛ در این مکان از یک ناحیه چندین عرض رگ بدست می آید که باعث بروز خطا می گردد. به همین دلیل قبل از اعمال گراف باید نقاط شاخه را تشخیص داد.

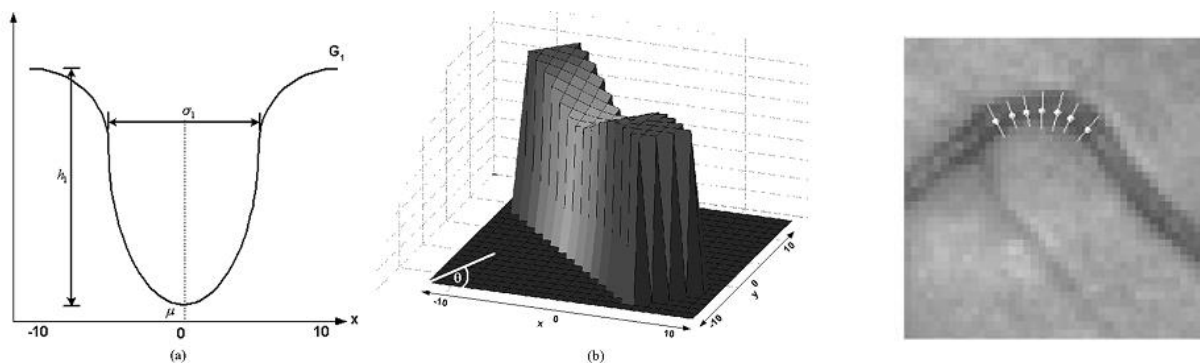
❖ مورد دوم در حین حرکت روی رگ ایجاد می شود. در برخی مواقع ممکن است گراف به مکان هایی بی معنی و انحرافی که رگی وجود ندارد برسد. به همین دلیل انتخاب نوع گراف از اهمیت بالایی برخوردار است. در برخی از مقالات از گراف هایی با مدل گوسی و فیلتر های

لبه یاب استفاده شده است [۳۴].



شکل ۲-۱۰: گراف ۳ بعدی به همراه نتایج کار برای استخراج عرض رگ

❖ در روشی دیگر با تقسیم بندی پیکسل ها در دو گروه پیکسل های داخلی رگ و پیکسل های خارجی رگ، عرض رگ تشخیص داده می شود. به این ترتیب که با پیمایش تصویر در مقیاس های مختلف و محاسبه ی فاصله ی پیکسل های خارجی، رگی که بین آن ها پیکسل داخلی رگ به طور پیوسته وجود دارد عرض رگ بدست می آید [۸].



شکل ۲-۱۱: تشخیص عرض رگ با تقسیم بندی پیکسل رگ به دو بخش داخلی و خارجی

## ۲-۳ مقایسه بین روش ها

در این بخش قصد داریم روش های ذکر شده در قسمت های قبل را ارزیابی کنیم. از معیارهای مهم برای ارزیابی می توان سرعت و دقت را در نظر گرفت. همچنین می توان با استفاده از توابع ارزیابی ای که در بخش ۲-۲-۳-۲ بیان شد، روش های بیان شده را ارزیابی کرد.

در اکثر تحقیقات از تبدیل های موجک به ویژه تبدیل مورلت و گابور به منظور استخراج ویژگی و یا بهبود تصویر استفاده شده است اما در سالهای اخیر به دلیل طراحی تبدیل های جدید با قابلیت های بیشتر از جمله تبدیل ریجنت، کرولت و تکامل یافته ی آن ها تبدیل کانتورلت و محدودیت ها و معایبی که در ادامه برای تبدیل موجک ذکر خواهیم کرد، از این تبدیل ها استقبال کمتری می شود.

از جمله معایبی که می توان برای تبدیل موجک نام برد:

❖ نداشتن پاسخ بهینه برای تصاویر و یا سیگنال های ۲ بعدی نسبت به تبدیل های جدید.

- ❖ ایجاد خطوط شبه رگ در تصویر پس از تقویت و بهبود کیفیت تصویر. این امر باعث می شود تا مقدار خطا یعنی FPF نتایج بالا رود [۳۵].
- ❖ ایجاد پاسخ نامطلوب زمانی که رگ‌ها روی هم می افتند یا نقاط انشعاب رگ. در نمایش سه بعدی تصویر بهبود یافته، قسمت هایی که رگ‌های روی هم افتاده دارد با اندازه ی روشنایی کمتر از حد معمول نشان داده می شود. به عبارت دیگر اختلاف شدت فروزندگی تصویر در نقاط تقاطع با کاهش غیر متعارف روبرو می شود.
- ❖ تشخیص لبه در زوایای محدود
- ❖ ناتوانی در تشخیص هموار یا غیر هموار بودن سیگنال در طول لبه [۱۹]
- ❖ ناتوانی در تشخیص ناپیوستگی در طول لبه ی تصویر. تبدیل موجک در تشخیص ناپیوستگی صفر بعدی خوب عمل می کند اما ناپیوستگی های یک بعدی که در طول تصاویر دو بعدی وجود دارد را نمی تواند تشخیص دهد .
- در تبدیل های طراحی شده سعی بر آن شده است که خصوصیت ها و ویژگی هایی شبیه به تبدیل موجک داشته باشد، با این تفاوت که معایب آن تا حدی حذف شده باشد. تبدیل کرولت پیوسته توانایی تشخیص این ناپیوستگی را دارد ولی در حالت گسسته خوب عمل نمی کند و چون در پردازش تصاویر توسط سیستم های خودکار با مقادیر گسسته رو برو هستیم این امر مشکل آفرین خواهد بود.
- تبدیل تکامل یافته ی کانتورلت تا حدی این مشکل را برطرف کرده است و پاسخ بهتری نسبت به تبدیل های قبلی ارائه می دهد. البته در تبدیل کانتورلت به دلیل افزونگی ای که در نتایج رخ می دهد، قابل استفاده برای کاربردهای فشرده سازی نخواهد بود.
- همچنین فیلتر همسان ساز در مورد تصاویر مربوط به افراد سالم خوب عمل می کند اما

زمانی که در تصویر ضایعه ای وجود داشته باشد با مشکل روبرو می شود.

در استخراج عروق و روش پیشروی سریع زمانی که نقاط انتهایی و ابتدایی به هم نزدیک هستند (برش های کوتاه) و زمانی که رگ ها یا مسیرها از روی یکدیگر عبور می کند، ممکن است خطا ایجاد شود [۲۰].

از معایب آستانه گذاری این است که دقت پایین و خطای زیادی دارد چرا که اگر آستانه از حدی بیشتر انتخاب شود از دست دادن عروق مویرگی را محتمل می شود و اگر از حدی کمتر انتخاب شد ممکن است نویز یا پس زمینه به عنوان رگ انتخاب شود. در روش هایی که از الگوریتم های هوشمند، شبکه های عصبی، استخراج ویژگی های شکل شناسی و گرادیان تصویر استفاده شده است، نسبت به سایر روش ها نتایج قابل قبول تر و بهینه تری ارائه شده است.

در برخی روش ها با وجود اینکه رگ های زیادی تشخیص داده شده است، به عبارت دیگر میزان تعداد پیکسل های رگ تشخیص داده شده بسیار بالا می باشد؛ در حالی که میزان تعداد پیکسل های نویز (پیکسل هایی که رگ نیستند، در حالی که به عنوان رگ تشخیص داده شده اند) نیز بالا است. محققان به دنبال روشی هستند که در حین این که میزان پیکسل های رگ تشخیص داده شده بالایی دارد، تعداد پیکسل های نویزی در نتایج نیز بسیار اندک باشد. همچنین زمان صرف شده برای پردازش تصویر و بدست آوردن نتایج نیز اندک باشد.

در فصل های آتی الگوریتم پیشنهادی شرح داده شده و نتایج حاصل از این الگوریتم نیز ارائه گردیده است.

# فصل سوم

## توری روش پیمناوی



## ۳ فصل سوم

### ۳-۱ مقدمه

در این فصل قصد داریم به منظور درک بهتر روش پیشنهادی، تئوری روش های مطرح شده را بیان کنیم. تئوری های مطرح شده در این فصل عبارتند از: تبدیل کانتورلت، الگوریتم پرنندگان، آشکار ساز خط.

### ۳-۲ تبدیل کانتورلت

در این بخش بر روی توسعه ی نمایش دو بعدی از تصویر که می تواند ساختار ذاتی هندسی اطلاعات تصویری را نمایش دهد، تمرکز می کنیم. تاکید ما در چارچوب گسسته است که می تواند منجر به پیاده سازی یک الگوریتم شود.

در سال های اخیر به منظور استخراج ویژگی، بهبود کیفیت تصاویر و یا تشخیص لبه در بیشتر موارد از تبدیل موجک استفاده شده است؛ از ویژگی های این تبدیل که برای تصاویر از مدل دو بعدی آن استفاده می شود، می توان به بسط قابل تفکیک بودن، محلی سازی مکان-فرکانس، نمایش وضوح تصویر در چندین مقیاس نام برد. تبدیل موجک به خاطر معایبی همچون نداشتن پاسخ بهینه برای تصاویر و یا سیگنال های دو بعدی، تشخیص در زوایای محدود، نادیده گرفتن خصوصیات هندسی، جدایی پذیری در ابعاد بالاتر، ناتوانی در تشخیص هموار یا نا هموار بودن سیگنال در طول لبه و مواردی که در فصل قبل بدان اشاره شد، جای خود را به تبدیل ریجالت داد [۳۶].

از برتری های تبدیل ریجالت نسبت به تبدیل موجک نمایش بهتر لبه های صاف است، اما چون ناپیوستگی ها در تصاویر بیشتر به صورت منحنی هستند و نه خط صاف، بنابراین این تبدیل در این

مورد همانند تبدیل موجک عمل کرده و مشکلات آن را برطرف نمی کند [۳۷].

تبدیل کرولت که ترکیبی از دو تبدیل قبلی است، امکان تجزیه و تحلیل تصویر با اندازه ی بلوک های متفاوت را به ما می دهد. روند کار به این صورت است که ابتدا تصویر به مجموعه ای از باندهای موجک تجزیه می شود و تحلیل هر باند توسط تبدیل ریجالت خواهد بود. اندازه ی بلوک ها می تواند در هر سطح تغییر کند. در واقع تبدیلی است دو بعدی که نمی توان آن را به تبدیل های یک بعدی در دو راستای موازی محور های مختصات تفکیک کرد. تبدیل کرولت برای نمایش بهینه ناپیوستگی های دو بعدی ارائه شده است [۳۸].

تبدیل کرولت گسسته رابطه ی نزدیکی با ریجالت محلی دارد. مهمترین نقص تبدیل کرولت در حالت گسسته نسبت به حالت پیوسته کاهش تنکی آن است، یعنی با وجود اینکه تبدیل کرولت پیوسته در نمایش لبه های منحنی بسیار تنک است، اما در حالت گسسته به مقدار زیادی از تنکی آن کاسته می شود و چون تصویری که توسط ماشین دیجیتالی پردازش می شود احتیاج به فرم گسسته دارد نمی توان از فرم پیوسته تبدیل کرولت استفاده کرد؛ به همین خاطر تبدیل جدیدی به نام تبدیل کانتورلت پیشنهاد شد [۳۸].

دو ووترلی [۱۹] تبدیل کانتورلت را در سال ۲۰۰۵ ارائه نمودند. ویژگی اصلی این تبدیل پتانسیل بالای آن برای ارائه نمودن نقاط منفرد دو بعدی ( مثل لبه ها) می باشد [۱۹]. این تفاوت به وسیله دو خصوصیت که تبدیل کانتورلت نام دارد به دست می آید:

۱) خصوصیت صفحه کامل: این تبدیل، توابع پایه ای در جهت های زیادی دارد بر خلاف تبدیل موجک که توابع پایه اش در سه جهت ۰، ۹۰ و  $\pm 45$  (افقی، عمودی و قطری) می باشند.

۲) خصوصیت ناهمسانگردی: یعنی توابع پایه ای در نسبت ابعاد مختلفی دیده می شوند که به مقیاس بستگی دارد. در حالیکه موجک ها توابع جدایی هستند و بنابراین نسبت ابعاد آنها برابر یک

می باشد. مزیت اصلی تبدیل کانتورلت نسبت به تبدیل هایی چند دقتی مثل کرولت پیاده سازی نسبتاً ساده و شبیه موجک ها با استفاده از بانک های فیلتر متوالی است. تبدیل کانتورلت به عنوان نسخه ی بهبود یافته بر تبدیل کرولت پیشنهاد شد. به خاطر شباهت کانتورلت به موجک بسیاری از کارهای پردازش تصویر انجام شده بر روی موجک ها می تواند بر روی تبدیل کانتورلت نیز انجام شود. تبدیل کانتورلت به طور اساسی بر مبنای هرم لاپلاسین و فیلتر بانک جهتی است که در شکل ۳-۴ مشاهده می کنید. در هرم لاپلاسین طیف کانال های رنگ تصویر ورودی به دو زیر بانده پایین گذر و بالا گذر تجزیه می شود. سپس بر روی زیربانده پایین گذر هم از جهت عمودی و هم از جهت افقی فرآیند نمونه برداری کاهش<sup>۱</sup> اعمال و به مرحله ی بعد فرستاده می شود. زیربانده بالا گذر توسط فیلتر بانک جهتی به چندین جهت تفکیک خواهد شد. شکل ۳-۱ ساختار هرم لاپلاسین را نشان می دهد.

### ۳-۲-۱ هرم لاپلاسین<sup>۲</sup>

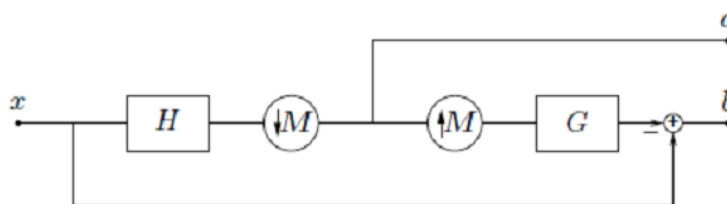
در اولین مرحله از تبدیل کانتورلت، از هرم لاپلاسین به منظور دستیابی به تجزیه در چندین مقیاس استفاده می شود. هرم لاپلاسین در هر سطح یک تصویر نمونه یا نسخه ی پایین گذر و نمونه برداری کاهش شده از تصویر اصلی را ایجاد می کند و با محاسبه ی اختلاف این تصویر نمونه و تصویر اصلی، یک تصویر بالاگذر ایجاد شود (شکل ۳-۱). در شکل ۳-۱ H و G به ترتیب فیلتر های تجزیه و ترکیب و M ماتریس نمونه برداری می باشد. باید توجه داشت که در فیلتر بانک های چند جهتی، عملیات نمونه برداری توسط ماتریس نمونه برداری معرفی می شود. طبق رابطه ی زیر:

$$x_a[n] = x_a[Mn] \quad (۳-۱)$$

در این رابطه  $x[n]$  سیگنال اصلی و M نرخ نمونه برداری است.

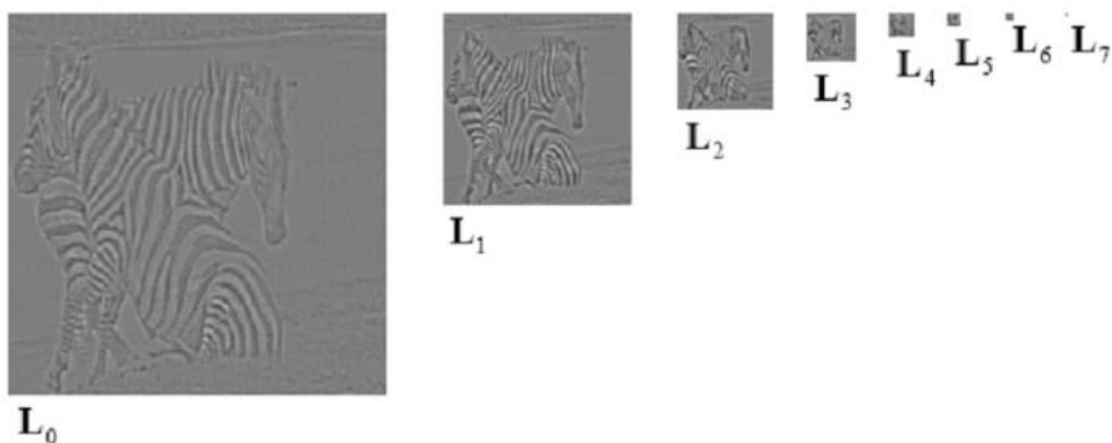
<sup>1</sup> Downsampling

<sup>2</sup> Laplacian pyramid



شکل ۳-۱: ساختار هرم لاپلاسین

جزء پایین گذر تصویر با نرخ کاهش یافته می تواند به عنوان تصویر ورودی به طور مجدد به هرم لاپلاسین داده شود و این فرآیند دوباره تکرار شود. در شکل زیر نمونه ای از این تکرار را تا ۸ بار بر روی یک تصویر مشاهده می کنید.

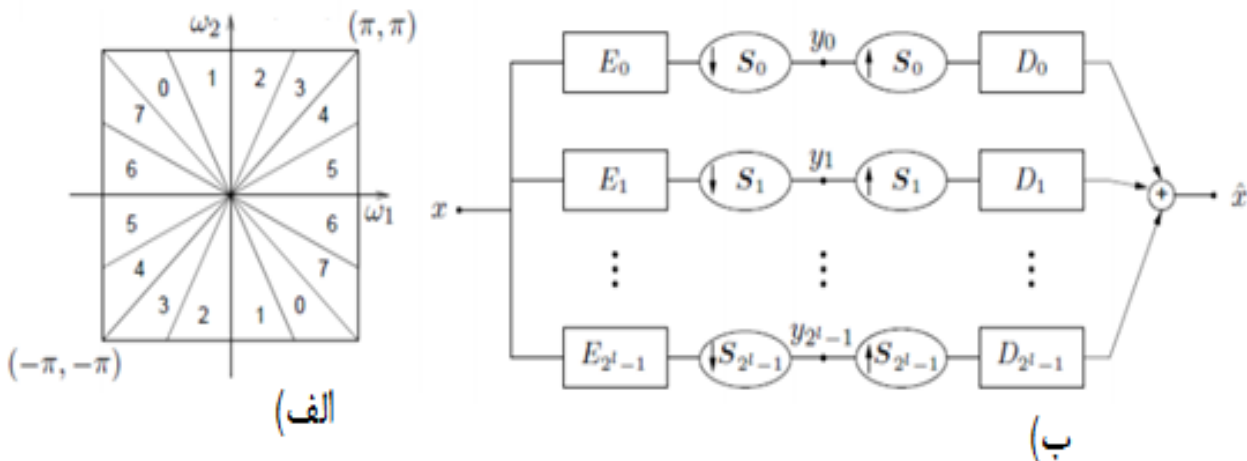


شکل ۳-۲: یک مثال از اعمال هرم لاپلاسین در چندین مرحله

### ۳-۲-۲ بانک فیلتر جهتی<sup>۱</sup> (DFB)

بانک فیلتر جهتی به منظور استخراج اطلاعات فرکانس بالای زیر باندها در جهت های مختلف استفاده می شود. بانک فیلتر جهتی می تواند از طریق تجزیه ی درختی باینری در  $L$  سطح به طور کارآمدی پیاده سازی شود که منجر به تولید  $2^L$  زیرباند با پشتیبان فرکانسی می شود. این ساختار در شکل ۳-۳ نشان داده شده است.

<sup>1</sup> Directional Filter Banks



شکل ۳-۳: پشتیبان فرکانسی از فلتر بان جهتی در سطح ۳

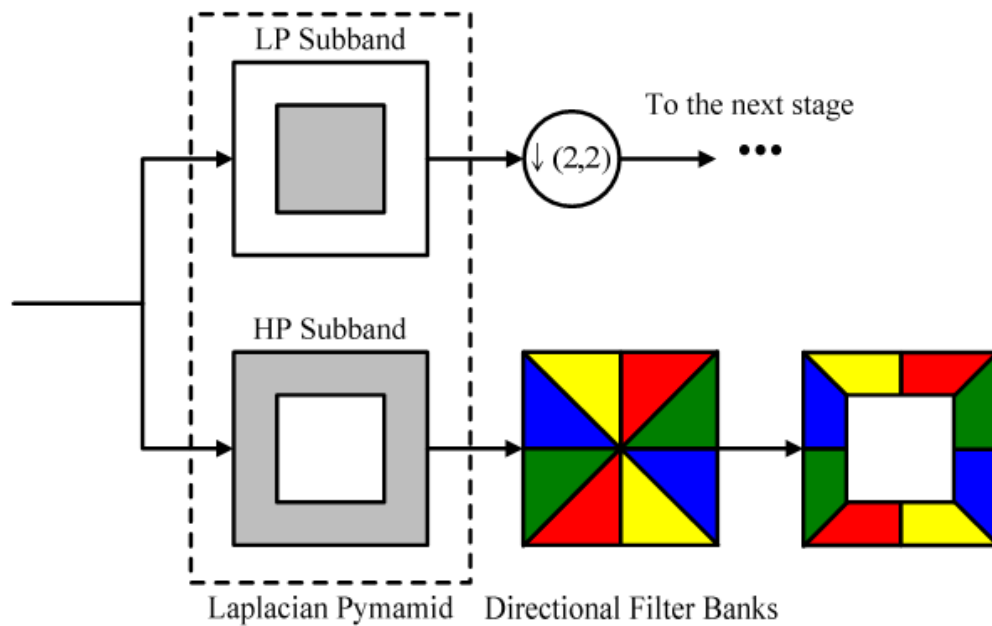
در شکل ۳-۳-ب) ساختار درختی بانک فیلتر جهتی در سطح ۳ و ۸ زیرباند نشان داده شده است. فیلترهای جهتی مطابق با هر زیرباند، با نماد  $D_K^L, 0 \leq k < 2^l$  نشان داده شده است که معادل آن در شکل ۳-۳-الف) وجود دارد.

ماتریس نمونه برداری شده توسط هر فیلتر طبق رابطه ی زیر بدست می آید:

$$S_K^L = \begin{cases} \text{diag}(2^{l-1}, 2) & \text{for } 0 \leq k < 2^{l-1}, \\ \text{diag}(2, 2^{l-1}) & \text{for } 2^{l-1} \leq k < 2^l, \end{cases} \quad (۲-۳)$$

### ۳-۲-۳ تبدیل کانتورلت

با ترکیب فیلتر بانک هرمی و جهتی تبدیل کانتورلت بوجود می آید. برای فهم بهتر شکل ۳-۴ را مشاهده کنید. در این تبدیل با استفاده از ترکیب هرم لاپلاسین و بان فیلتر جهتی، تجزیه ی چند مقیاسی و چند جهتی بر روی تصویر اعمال می شود و اطلاعات فرکانس بالای مربوط به تصویر استخراج می شود.



شکل ۳-۴: اساس کار فیلتر بانک‌ها در تبدیل کانتورلت

در این تبدیل هرچه تعداد سطوح بالاتر می‌رود مقیاس دربانک فیلتر هرمی کوچکتر و تعداد جهت‌ها در فیلتر بانک جهت‌ی بیشتری می‌شود تا بتوان جزئیات بیشتری را استخراج کرد. البته باید میزان سطوح را با توجه به نیاز و کاربرد انتخاب کرد؛ چرا که اگر سطوح بسیار زیاد باشد جزئیاتی استخراج می‌شود که غیر قابل استفاده هستند و حجم پردازش را افزایش می‌دهد در حالی که اگر تعداد سطح انتخابی کم باشد بسیاری از جزئیات اطلاعات در تصاویر تجزیه شده آشکار نمی‌شود [۳۹].

فرض کنید که در هر بعد تصویر هرم لاپلاسیان در بانک فیلتر هرمی و جهت‌ی<sup>۱</sup> (PDFB) هم از فیلترهای متعامد استفاده کند و هم نمونه برداری کاهشی انجام دهد. تحت شرایط خاص فیلتر پایین گذر  $G$  در هرم لاپلاسیان تابع مقیاس متعامدی را تعریف می‌کند که منحصر به فرد نیز است. تابع  $\phi(t) \in L^2(\mathbb{R}^2)$  از طریق معادله‌ی دو مقیاسی زیر بدست می‌آید:

<sup>1</sup> Pyramidal Directional Filter Bank

$$\phi(t) = 2 \sum_{n \in \mathbb{Z}^2} g[n] \phi(2t - n) \quad (3-3)$$

یعنی

$$\phi_{j,n} = 2^{-j} \phi\left(\frac{t - 2^j n}{2^j}\right), \quad j \in \mathbb{Z}, n \in \mathbb{Z}^2 \quad (4-3)$$

خانواده ی  $\{\phi_{j,n}\}_{n \in \mathbb{Z}^2}$  یک پایه ی متعامد از  $V_j$  است که برای همه ی  $j \in \mathbb{Z}$  برقرار است. دنباله

ی زیر فضای تو در تو ی  $\{V_j\}_{j \in \mathbb{Z}}$  شرایط تغییر ناپذیر زیر را ارضا می کند [۱۹]:

$$f(t) \in V_j \Leftrightarrow f(t - 2^j k) \in V_j, \quad \forall j \in \mathbb{Z}, k \in \mathbb{Z}^2 \quad \text{شیفت ثابت}$$

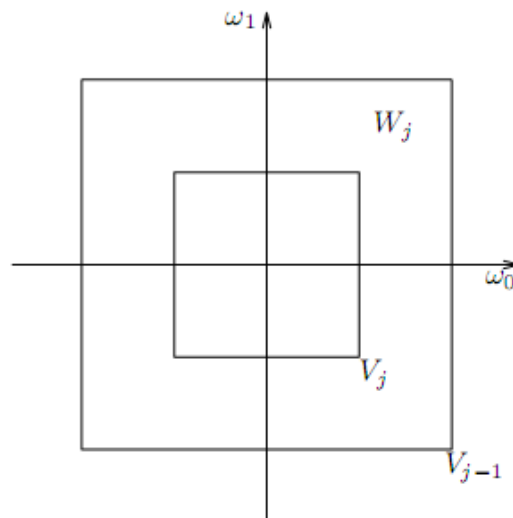
$$f(t) \in V_j \Leftrightarrow f(2^{-1}t) \in V_{j+1}, \quad \forall j \in \mathbb{Z} \quad \text{مقیاس ثابت}$$

به عبارت دیگر،  $V_j$  یک زیر باند تعریف شده در شبکه ی یکنواخت با فواصل  $2^j \times 2^j$ ، که تصویر را

به صورت تقریبی با وضوح  $2^{-j}$  توصیف می کند. فرض کنید  $W_j$  مکمل متعامد  $V_j$  در  $V_{j-1}$  است.

همانطور که در شکل زیر می بینید:

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j$$



شکل ۳-۵: زیرفضای چند مقیاسه تولید شده توسط هرم لاپلاسن

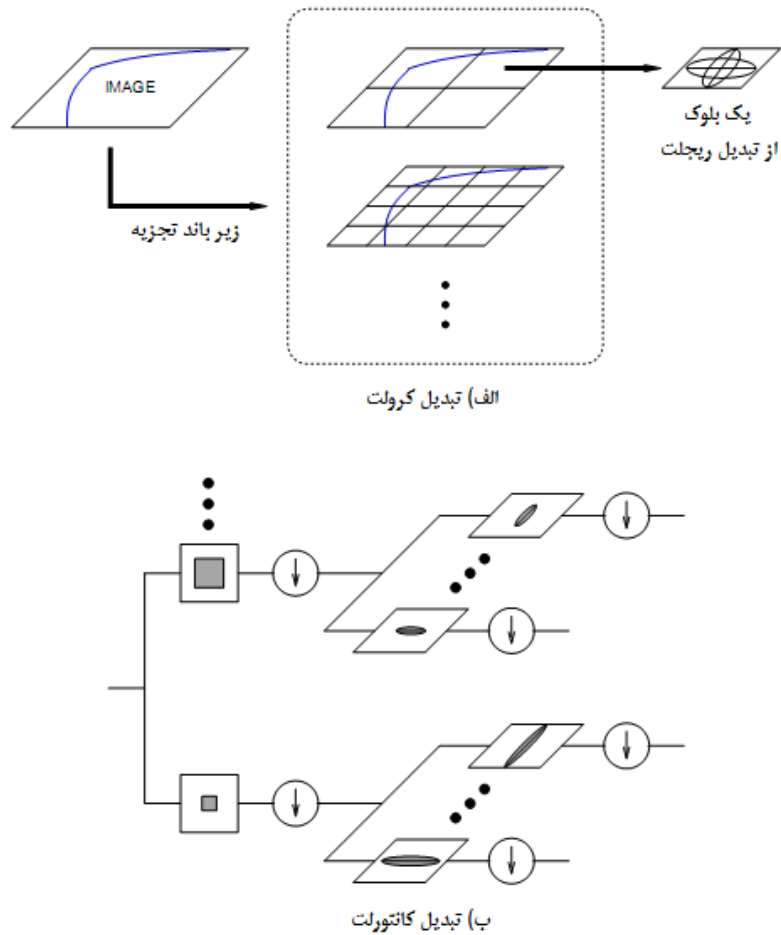
در تصویر ۲-۳ مقایسه ای بین ساختار تبدیل کرولت و تبدیل کانتورلت انجام گرفته است.

بر خلاف تبدیل های دیگر که در ابتدا برای دامنه های پیوسته طراحی شدند، تبدیل کانتورلت در ابتدا برای سیگنال های دو بعدی گسسته طراحی شد و سپس همگرایی آن برای توسعه یافتن به حوزه پیوسته بررسی شد. تبدیل کانتورلت نه تنها تمام ویژگی های تبدیل موجک اعم از محلی سازی مکان- فرکانس نمایش وضوح تصویر در چندین مقیاس را داراست [۱۹]، بلکه ویژگی های دیگری نیز دارد از جمله:

- ❖ تبدیل دو بعدی حقیقی جدید
- ❖ نمایش پراکنده از خطوط صاف لبه ی تصویر
- ❖ استفاده از الگوریتم های موثر فیلتر بانک جهتدار و هرم لاپلاسی
- ❖ نتیجه ی امکان مدل سازی هر سه پارامتر بصری مقیاس، فضا، جهت
- ❖ نتایج مطلوب از حذف نویز و بازیابی تصویر
- ❖ ساختار درختی اطلاعات



به دلیل افزونگی که در هرم لاپلاسین وجود دارد، کانتورلت پاسخگوی مناسبی برای کاربردهای فشرده سازی ندارد.



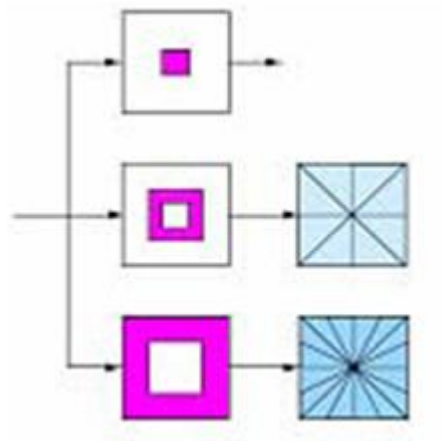
شکل ۳-۶: مقایسه ای بین تبدیل کرولت و تبدیل کانتورلت

### ۳-۲-۴ تبدیل کانتورلت زیر نمونه برداری نشده<sup>۱</sup>

بخاطر نمونه برداری کاهشی و افزایشی موجود در هرم لاپلاسی و بانک فیلتر جهتی، تبدیل کانتورلت نسبت به جابجایی تغییر پذیر می باشد. همچنین بخاطر کاهش افزونگی کاربردهای آن در بعضی از حوزه های پردازش تصویر محدود می شود. بنابراین کانتورلت زیرنمونه برداری

<sup>1</sup> Non-subsample Countourlet Transform

نشده که از اتصال یک هرم لاپلاسی زیرنمونه برداری نشده<sup>۱</sup> با بانک فیلتر جهتی زیرنمونه برداری نشده<sup>۲</sup> به دست می‌آید، ارائه شد. ساختار تبدیل کانتورلت زیرنمونه برداری نشده در شکل زیر نشان داده شده است [۴۰].

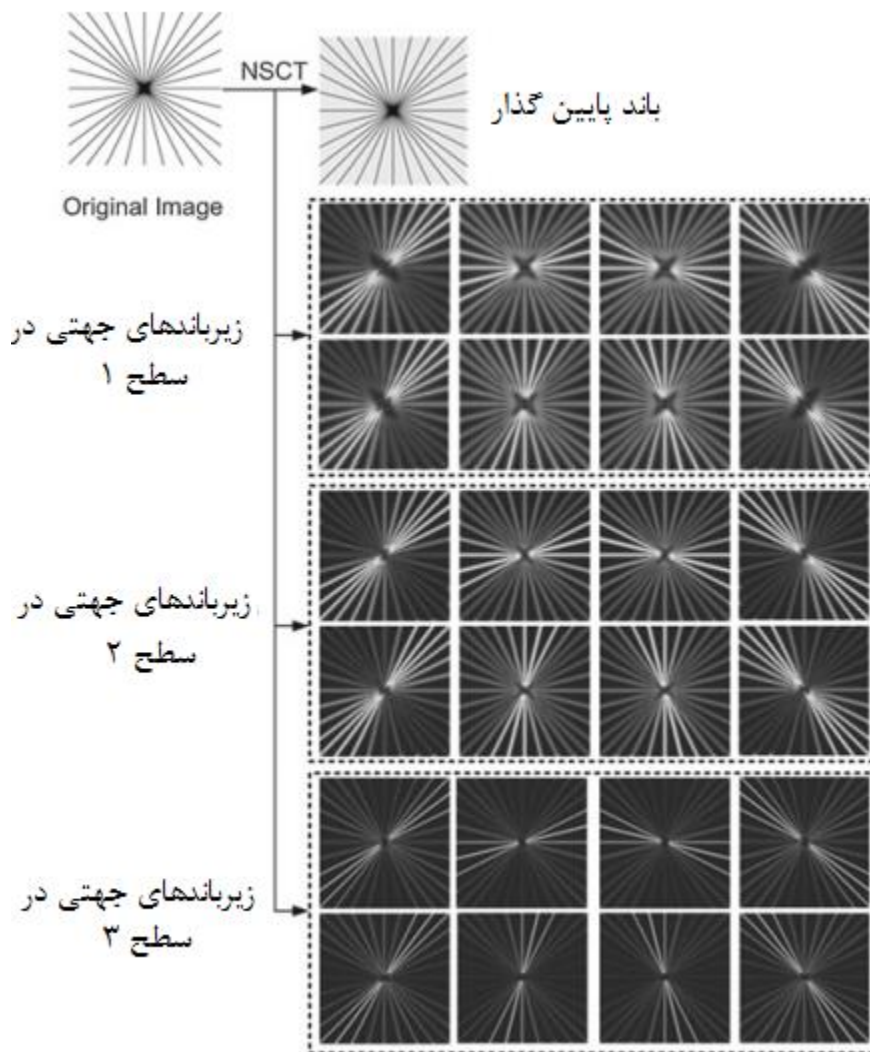


شکل ۳-۷: ساختار کانتورلت زیر نمونه برداری نشده

در شکل ۳-۸ نمونه‌ای از این اعمال این نوع تبدیل را در ۳ سطح مشاهده می‌کنید. همانطور که در تصویر دیده می‌شود، ابعاد تصویر ضرایب بدست آمده با ابعاد تصویر ورودی برابر است.

<sup>1</sup> Nonsubsample Laplacian Pyramid

<sup>2</sup> Nonsubsample Directional Filter Bank



شکل ۳-۸: تبدیل اعمال کانتورلت زیر نمونه برداری نشده در ۳ سطح

### ۳-۳ الگوریتم پرندگان<sup>۱</sup> (PSO)

روش PSO در سال ۱۹۹۵ توسط Eberhart و Kennedy با عنوان یک روش جستجوی غیر قطعی برای بهینه سازی مطرح گشت. این الگوریتم از حرکت دسته جمعی پرندگانی که به دنبال غذا می باشند الهام گرفته شده است. این روش، یک روش سراسری کمینه سازی است که با استفاده از آن می توان با مسائلی که جواب آنها یک نقطه یا سطح در فضای  $n$  بعدی می باشد، برخورد نمود [۴۱].

گروهی از پرندگان در فضایی به صورت تصادفی دنبال غذا می گردند. تنها یک تکه غذا در فضای

<sup>1</sup> Particle Swarm Optimization

مورد بحث وجود دارد. هیچ یک از پرندگان محل غذا را نمی‌دانند. یکی از بهترین استراتژی‌ها می‌تواند دنبال کردن پرنده‌ای باشد که کمترین فاصله را تا غذا داشته باشد. این استراتژی در واقع جانمای الگوریتم است [۴۲].

الگوریتم PSO معادل یک پرنده در الگوی حرکت جمعی پرندگان می‌باشد. به هر ذره یک مقدار شایستگی نسبت داده می‌شود که توسط یک تابع شایستگی که هدف بهینه‌سازی این تابع است، محاسبه می‌شود. هر چه ذره در فضای جستجو به هدف - غذا در مدل حرکت پرندگان نزدیکتر باشد، شایستگی بیشتری دارد. همچنین هر ذره دارای یک سرعت است که هدایت حرکت ذره را بر عهده دارد. هر ذره با دنبال کردن ذرات بهینه در حالت فعلی، به حرکت خود در فضای مساله ادامه می‌دهد. به این شکل است که گروه ذرات PSO در آغاز کار به صورت تصادفی به وجود می‌آیند و با به روز کردن نسل‌ها سعی در یافتن راه حل بهینه می‌نمایند.

در هر گام، هر ذره با استفاده از دو بهترین مقدار به روز می‌شود. اولین مورد، بهترین موقعیتی است که تا کنون ذره موفق به رسیدن به آن شده است. موقعیت مذکور شناخته و نگهداری می‌شود. بهترین مقدار دیگری که با نام  $pbest$  توسط الگوریتم مورد استفاده قرار می‌گیرد، بهترین موقعیتی است که تا کنون توسط جمعیت ذرات بدست آمده است. این موقعیت با  $gbest$  نمایش داده می‌شود [۴۱].

اگر فضای جستجوی مسئله  $D$  بعدی باشد، بدین ترتیب موقعیت ذره  $i$  ام را می‌توان به صورت  $X_i = (X_{i1}, X_{i2}, \dots, X_{iD})$  و سرعت آن را بصورت  $V_i = (V_{i1}, V_{i2}, \dots, V_{iD})$  نمایش داد. در نهایت حرکت جمعیت ذرات بوسیله دو معادله زیر تشریح می‌شود:

$$V_{id}^{n+1} = w_n \cdot V_{id}^n + c_1 r_1^n (pbest_{id}^n - X_{id}^n) + c_2 r_2^n (gbest_d^n - X_{id}^n) \quad (5-3)$$

$$X_{id}^{n+1} = (X_{id}^n + V_{id}^{n+1}) \quad (6-3)$$

که در آن  $d=1, 2, \dots, D$  و  $i=1, 2, \dots, N$  است که  $N$  برابر اندازه ی جمعیت،  $n$  شماره ی تکرار،  $w$  وزن اینرسی و  $C_1$  و  $C_2$  ضرایب شناختی<sup>۱</sup> و اجتماعی<sup>۲</sup> که معمولاً برابر ۲ می باشد.  $r_1$  و  $r_2$  اعداد تصادفی با توزیع یکنواخت بین صفر و یک می باشند [۴۲].

همچنین وزن اینرسی با استفاده از فرمول زیر محاسبه می شود:

$$W_n = W_{max} - \frac{(W_{max} - W_{min}) \times n}{iter_{max}} \quad (7-3)$$

که در آن  $W_{max}$  و  $W_{min}$  مقادیر اولیه و نهایی اینرسی وزنی و  $iter_{max}$  حداکثر تعداد تکرارها و  $n$  شماره تکرار جاری است.

سمت راست معادله (۲-۳) از سه قسمت تشکیل شده است که قسمت اول، سرعت فعلی ذره است و قسمتهای دوم و سوم تغییر سرعت ذره و چرخش آن به سمت بهترین تجربه شخصی و بهترین تجربه گروه را به عهده دارند. اگر قسمت اول را در این معادله در نظر نگیریم، آنگاه سرعت ذرات تنها با توجه به موقعیت فعلی و بهترین تجربه ذره و بهترین تجربه جمع تعیین می شود. به این ترتیب، بهترین ذره جمع، در جای خود ثابت می ماند و سایرین به سمت آن ذره حرکت می کنند.

در واقع حرکت دسته جمعی ذرات بدون قسمت اول معادله (۲-۳)، پروسه ای خواهد بود که طی آن فضای جستجو به تدریج کوچک می شود و جستجویی محلی حول بهترین ذره شکل می گیرد. در مقابل اگر فقط قسمت اول معادله (۲-۳) را در نظر بگیریم، ذرات راه عادی خود را می روند تا به دیواره محدوده برسند و به نوعی جستجویی سراسری را انجام می دهند [۴۲]. شکل (۳-۵) نمونه ای از به روز

<sup>1</sup> Cognitive

<sup>2</sup> Social

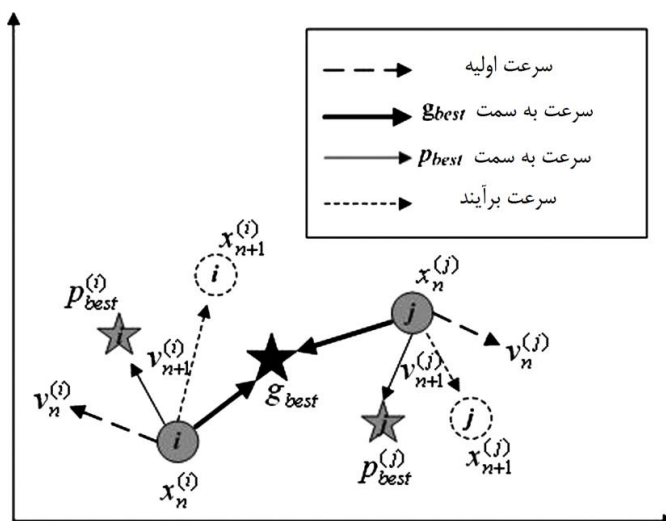
رسانی سرعت را برای دو ذره نشان می‌دهد.

این ذرات می‌توانند در میان این ابر فضا (فضای دارای بیش از سه بعد) پرواز کنند و دو توانایی ضروری دارند:

۱- حافظه ای برای ذخیره سازی بهترین مکان خود

۲- آگاهی در مورد بهترین موقعیت در همسایگی خود یا در کل فضای پاسخ

به کمک مورد ۲، اعضاء مکان های خوب را از طریق ارتباط به یکدیگر انتقال می‌دهند و موقعیت و سرعتشان را با مکان های خوب تنظیم می‌کنند.



شکل ۳-۹: بروز رسانی سرعت دو نمونه از جمعیت

هر ذره برای اعمال تغییری مناسب در مکان و سرعت خود اطلاعات زیر را دارا می‌باشد:

۱- "بهترین عمومی" که برای همه شناخته شده است و هنگامی که هر ذره بهترین مکان جدیدی

را شناسایی کند، فوراً برای بقیه ذرات اطلاعات مربوطه را به روز رسانی می‌کند.

۲- "بهترین همسایگی" که ذره از طریق ارتباط با زیر مجموعه های گروه، آنرا بدست می‌آورد.

۳- "بهترین محلی" که بهترین راه حلی است که ذره تا کنون تجربه کرده است.

همه ذرات شروع به تاثیر پذیری از "بهترین عمومی" می کنند تا سرانجام به آن نزدیک شوند.

ذرات در فضای جستجو در نزدیکی "بهترین عمومی" سیر می کنند و بقیه فضا را کاوش نمی کنند، به این پدیده "همگرایی" گفته می شود.

اگر ضریب اینرسی سرعت را کوچک انتخاب کنیم، تمام ذرات می توانند سرعتشان را کاهش دهند تا اینکه در "بهترین عمومی" به سرعت صفر نزدیکتر شوند [۳۴].

یک راه خروج از وضعیت همگرایی اولیه (نامطلوب) این است که دوباره به موقعیت ذرات (پس از رخ دادن همگرایی) مقدار اولیه بدهیم.

### ۳-۴ آشکار ساز خطی<sup>۱</sup>

در این بخش روش آشکار ساز خطی به طور مفصل شرح داده خواهد شد. این روش یکی از کاربردی ترین روش ها به منظور استخراج لبه یا خطوط در تصاویر می باشد. به دلیل استفاده از ویژگی های همسایگی و تمرکز نکردن روی ویژگی های یک پیکسل، اطلاعات بدست آمده و تخمینی که از نتایج این روش بدست می آید قابل اعتماد است. این روش بر روی سطوح خاکستری تصاویر اعمال می شود. به طور کلی روش آشکار ساز خطی را می توان به دو نوع مختلف دسته بندی کرد:

۱- مقیاس ثابت، جهت ها متغیر

۲- مقیاس و جهت هر دو متغیر<sup>۲</sup>

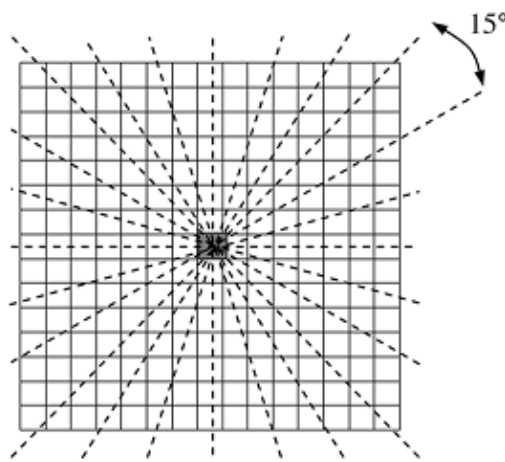
پایه و اساس آشکار ساز خطی را می توان به نوع اول نسبت داد که بعد ها با توسعه و پیشرفت آن، نوع دوم نیز بوجود آمد.

<sup>1</sup> Line Detection

<sup>2</sup> Multi-Scale Line Detection

## ۳-۴-۱ مقیاس ثابت، جهت‌ها متغیر

به محاسبه‌ی میانگین سطح خاکستری در امتداد خطی ثابت به طول  $L$  که از پیکسل هدف یا مورد نظر  $(i, j)$  در جهت‌های مختلف عبور می‌کند، آشکار ساز خطی گویند. شکل ۳-۱۰ نمونه‌ای از آشکار ساز را در مقیاس ۱۵ و در ۱۲ جهت مختلف نشان می‌دهد که هر جهت اختلاف زاویه اش با نزدیک‌ترین جهت نسبت به خودش  $15^\circ$  است [۴۳].

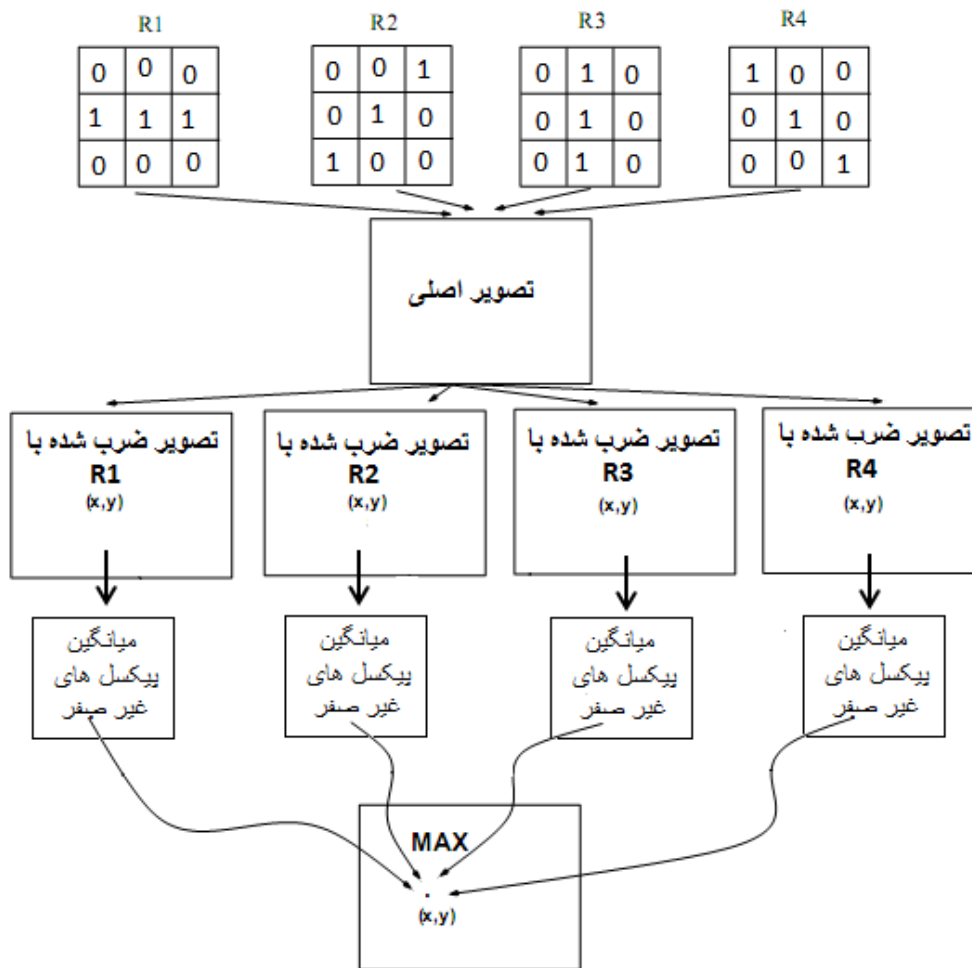


شکل ۳-۱۰: ۱۲ جهت مختلف برای اعمال آشکار ساز خطی در مقیاس ۱۵

البته تعداد جهت‌ها بستگی به پهنای لبه یا خط موجود در تصویر و همچنین ابعاد پنجره‌ی انتخابی دارد. هرچه ابعاد پنجره بزرگتر یا خط مورد نظر باریک‌تر باشد، نیازمند تعداد جهت‌های بیشتری برای تشخیص درست هستیم و برعکس هرچه ابعاد پنجره کوچکتر یا خط باریک‌تر باشد، تعداد جهت‌ها کمتر می‌شود. میانگین سطح خاکستری در جهت مورد نظر با نماد  $L(i, j)$  نشان داده می‌شود و  $N(i, j)$  نماد میانگین سطح خاکستری در کل پنجره مورد نظر که مرکز آن همان نقطه‌ی  $(i, j)$  است. با محاسبه‌ی اختلاف بین تک‌تک جهت‌ها و میانگین کل  $S(i, j) = L(i, j) - N(i, j)$  می‌توان حضور خط یا لبه را در آن نقطه تخمین زد؛ به این ترتیب که اگر حاصل این اختلاف در یکی از جهت‌ها به صفر نزدیک شود و در دیگر جهت‌ها بزرگتر از صفر باشد، آن جهت، جهت برنده است.



برای درک بهتر موضوع در شکل ۳-۱۱ نمونه ای از این فرآیند برای پنجره ای به ابعاد ۳×۳ و ۴ جهت مختلف به تصویر کشیده شده است.



شکل ۳-۱۱: مراحل روش آشکار ساز خط در ۴ جهت

### ۳-۴-۲ مقیاس و جهت هردو متغیر

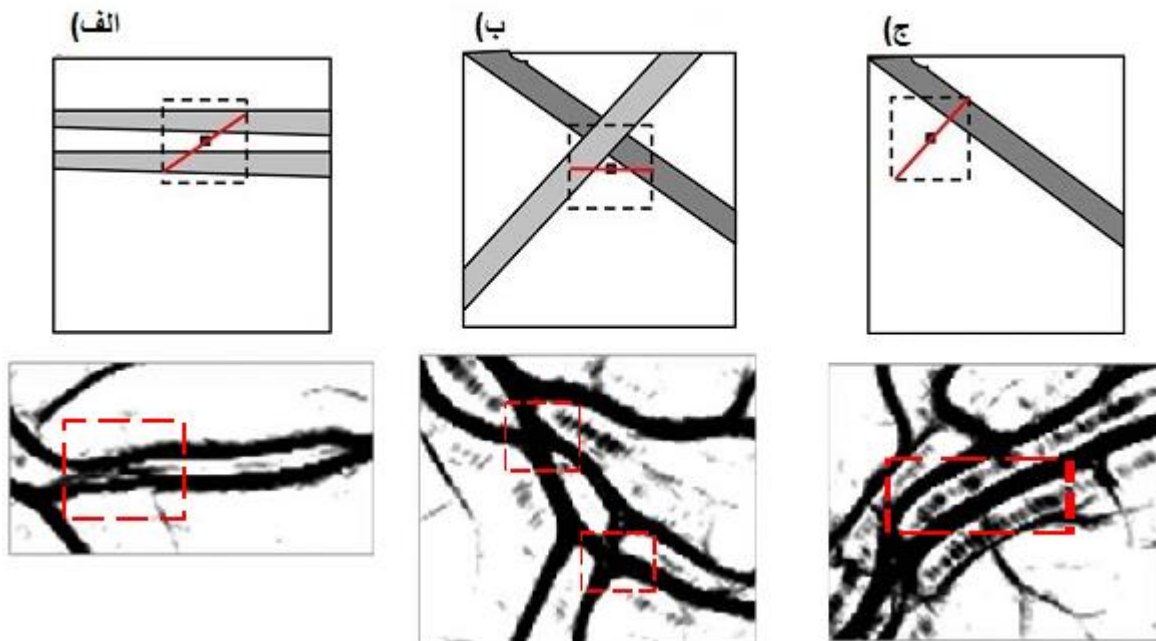
در آشکار ساز خطی مطرح شده در قسمت قبل ایراد هایی وجود دارد که محققان را به سوی چند مقیاسه کردن سوق داد. این معایب عبارتند از:

❖ ادغام خطوط نزدیک به هم و تشخیص به عنوان خطی واحد. (شکل ۳-۱۲ الف)

❖ تولید و گسترش خطوط متقاطع. (شکل ۳-۱۲ ب)

❖ تولید خطوط کاذب، زمانی که پیکسلی نویزی در کنار خطی ضخیم قرار دارد. (شکل ۳-۱۲)

(ج)



شکل ۳-۱۲: ایرادهای آشکار ساز خطی با مقیاس ثابت [۱]

آشکار ساز خطی با مقیاس متفاوت به صورتی است که در پنجره ی مورد نظر طول خط قرار گرفته روی تصویر به منظور محاسبه ی میانگین خط، متغیر است. فرمول زیر نیز ناشی از این روش است [۴۴].

$$R_W^L = I_{max}^L - N_{avg}^W \quad 1 \leq L \leq W \quad (۸-۳)$$

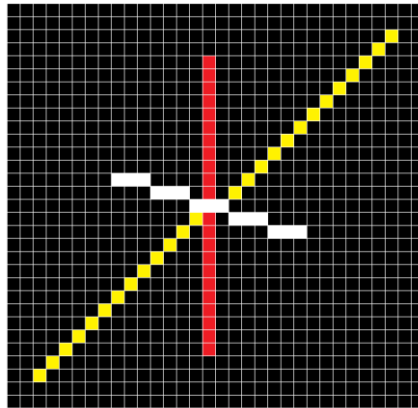
در این رابطه  $I_{max}^L$  خط و جهت برنده و  $N_{avg}^W$  میانگین کل پیکسل های موجود در پنجره است.

زمانی که خط یا لبه ی موجود در تصویر ظریف می باشد، اغلب مقیاس های کوچک به عنوان خط برنده انتخاب می شوند در حالی که برای لبه ها یا خطوط ضخیم در تصویر قضیه برعکس است.

در شکل ۳-۱۳ نمونه ای از ماسک آشکار ساز خطی در ۳ مقیاس و ۳ جهت متفاوت نشان داده

شده است. فرض کنید نامگذاری ماسک ها به فرم  $M_{i,j}$  باشد و  $i = 1, \dots, W$  و  $j = 0^\circ, \dots, 180^\circ$

که به ترتیب نماد مقیاس و درجه باشند. بنابراین شکل ۳-۹ به ترتیب  $M_{27,45}$  (زرد)،  $M_{23,90}$  (قرمز) و  $M_{15,165}$  (سفید) نامگذاری می شود [۱].



شکل ۳-۱۳: نمونه ای از ماسک در آشکار ساز خطی در ۳ مقیاس و ۳ جهت مختلف

### ۳-۴-۳ تبدیل فوریه سریع

الگوریتمی ست سریع و بسیار کارآمد برای انجام تبدیلات مستقیم و معکوس گسسته ی فوریه. تعداد زیادی الگوریتم های تبدیل فوریه سریع وجود دارد که طیف وسیعی از ریاضیات را مورد استفاده قرار می دهند: از محاسبات ساده به وسیله اعداد مختلط تا نظریه اعداد. در این بخش چشم اندازی به تکنیک های موجود و برخی ویژگی های عمومی آن ها خواهیم داشت [۴۴].

یک تبدیل فوریه گسسته، تجزیه یک رشته از مقادیر به مولفه های فرکانسی تشکیل دهنده ی آن است. این تحلیل مولفه ی فرکانسی در بسیاری از رشته ها مفید است اما محاسبه مستقیم آن از تعریف گاهی اوقات در عمل بسیار کند است. تبدیل فوریه سریع یک راه برای محاسبه همان نتایج به طور سریع تر است؛ محاسبه تبدیل فوریه گسسته برای  $n$  نقطه با استفاده از تعریف  $O(n^2)$  عملیات ریاضی نیاز دارد در حالی که تبدیل فوریه سریع می تواند همان نتایج را در  $O(n \log n)$  عملیات، محاسبه نماید [۴۴].

اگر اعداد مختلط  $x_0, \dots, x_{N-1}$  را در نظر بگیریم تبدیل فوریه گسسته با فرمول زیر تعریف

می‌شود [۴۵]:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi k \frac{n}{N}} \quad k = 0, \dots, N-1 \quad (9-3)$$

$$f_j = \sum_{k=0}^{n-1} x_n e^{-\frac{2\pi i}{n} jk} \quad j = 0, \dots, n-1 \quad (10-3)$$

$$\begin{pmatrix} f_0 \\ f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_{n-1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & \dots & 1 \\ 1 & w & w^2 & \dots & w^{n-1} \\ 1 & w^2 & w^4 & \dots & w^{2(n-1)} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & w^{n-1} & w^{2(n-1)} & \dots & w^{(n-1)^2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_0 \\ x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_{n-1} \end{pmatrix}, \quad w = e^{-\frac{2\pi i}{n}} \quad (11-3)$$

محاسبه مستقیم با این تعریف نیازمند  $O(n^2)$  عملیات است در حالی که  $N$  خروجی  $X_k$  و هر خروجی نیازمند جمع  $N$  جمله است [۴۵]. یک تبدیل فوریه سریع روشی است برای محاسبه همان نتایج در زمان  $O(n \log n)$ ، به طور دقیق تر همه الگوریتم‌های شناخته شده تبدیل فوریه سریع نیازمند  $O(n \log n)$  عملیات هستند [۴۴].

برای نشان دادن ذخیره یک تبدیل فوریه سریع، می‌توان تعداد ضرب‌ها و جمع‌های مختلط را شمارش نمود. در عمل، کارایی واقعی این تبدیل روی رایانه‌های مدرن با فاکتورهایی غیر از علم حساب می‌باشد و یک موضوع بسیار پیچیده است.

این تفاوت در سرعت می‌تواند بسیار چشمگیر باشد، مخصوصاً برای مجموعه داده‌های بزرگ. در جایی که  $n$  ممکن است در عمل هزاران یا میلیون‌ها باشد، زمان محاسبه در برخی موارد می‌تواند به اندازه چند مرتبه کاهش پیدا کند و بهبود آن در حدود  $n/\log n$  مرتبه است. این بهبود عظیم موجب شده تا بسیاری از الگوریتم‌های عملی تبدیل فوریه گسسته را به صورت تبدیل فوریه سریع پیاده سازی نمایند. بنابراین تبدیل فوریه سریع در محدوده متنوعی از کاربردها از پردازش سیگنال دیجیتال

و حل معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی (پاره‌ای) تا ضرب مقادیر بزرگ صحیح به کار می‌رود [۴۶].

از تبدیل فوریه سریع به عنوان «مهم‌ترین الگوریتم عددی عصر زندگی ما» یاد می‌شود. رایج‌ترین الگوریتم تبدیل فوریه سریع الگوریتم کولی\_توکی است که یک الگوریتم تقسیم و حل است که به صورت بازگشتی یک مسئله تبدیل فوریه گسسته را به اندازه مرکب از  $N = N_1 N_2$  می‌شکند و به مسئله تبدیل فوریه گسسته با اندازه‌های  $N_1$  و  $N_2$  تبدیل می‌کند که به  $O(n)$  ضرب ریشه‌های مختلط واحد نیاز دارد [۴۶].

این الگوریتم در هر مرحله مسئله را به دو تکه با اندازه  $N/2$  تقسیم می‌کند و بنابراین به اندازه توانی از ۲ محدود است اما می‌توان با فاکتورگیری در حالت کلی مورد استفاده قرار گیرد.

# فصل چهارم

## ساده سازی روش پیشنهادی

## ۴ فصل چهارم

### ۴-۱ مقدمه

در این فصل ابتدا پایگاه داده استفاده شده شرح داده خواهد شد و سپس به بیان روش جدیدی برای استخراج عروق شبکیه چشم و علت استفاده از آن خواهیم پرداخت. در ادامه با استفاده از تئوری های گفته شده در فصل قبل و نرم افزار متلب روش پیشنهادی را پیاده سازی می کنیم. روش پیشنهادی شامل دو بخش است: پیش پردازش و استخراج عروق که هرکدام نیز شامل زیر بخش هایی هستند.

### ۴-۲ پایگاه داده

در این تحقیق از پایگاه داده‌ی DRIVE<sup>۱</sup> استفاده شد؛ این پایگاه داده شامل ۴۰ تصویر رنگی شبکیه چشم است. در هفت مورد از این تصاویر علائم آسیب‌دیدگی وجود دارد. برای تهیه‌ی این تصاویر از دوربین Canon CR5 nonmydriatic 3CCD استفاده شده و تصاویر با زاویه‌ی ۴۵ درجه گرفته شده است که تصویر حاصل با دایره‌ای به قطر ۵۴۰ پیکسل می باشد. ابعاد تصویر ۵۸۴×۵۶۵ و با قالب JPEG است [۴۶].

این پایگاه داده به دو مجموعه تقسیم بندی شده است: مجموعه‌ی آموزشی و مجموعه‌ی آزمون. هر یک از این ۲ مجموعه شامل ۲۰ تصویر به همراه نمونه‌های جداسازی شده آن توسط سه نفر آموزش دیده است. البته در ۷ مورد آسیب دیده تنها رگ‌ها استخراج شده اند و نقاط آسیب دیده مد نظر قرار نگرفته اند [۱].

<sup>1</sup> <http://turing.iimas.unam.mx/~elena/Projects/segmenta/DRIVE.html>

مجموعه ی آموزشی یک بار توسط این افراد جداسازی شده است و لی مجموعه آزمایشی دو بار. نتیجه ی کار در دو مجموعه ی A و B قرار دارد. در مجموعه ی A ۱۲/۷٪ پیکسل ها به عنوان رگ شناسایی شده اند ولی در مجموعه B این رقم ۱۲/۳٪ است [۴۷].

#### ۴-۳ ارائه ی روشی جدید جهت بهبود کیفیت تصویر

در ابتدا هدف ما حذف نویزهای موجود در تصاویر شبکیه چشم (در فصل ۱ به طور مفصل شرح داده شد) است تا بتوانیم تصویری بدون نویز و با اختلاف شدت فروزندگی بالا بین رگ و پس زمینه داشته باشیم. با این کار می توانیم در مرحله ی بعد رگ ها را با راحتی و با کیفیت بالایی استخراج کنیم.

بدلیل وجود این نویزها نمی توان بدون مقدمه یا پیش پردازش به استخراج عروق پرداخت؛ چراکه با انجام این کار نتایج بسیار نامطلوب خواهند بود.

با مروری بر کارهای انجام شده تا کنون روی این نوع تصاویر، متوجه شدیم که در اغلب روش های پیشنهاد شده از تبدیل موجک (مورلت و گابور) استفاده شده است [۴۸]. همچنین در برخی روش های پیشنهاد شده در سال های اخیر از تبدیل کانتورلت نیز استفاده شده است [۳۵] و [۳۶].

با بررسی نحوه ی عملکرد این تبدیل ها به این نتیجه رسیدیم که تبدیل کانتورلت به دلیل قابلیت بالا (عملکرد در مقیاس های متفاوت و جهت های بالا) در استخراج لبه های موجود در تصویر بهترین عملکرد را در بین سایر تبدیل ها دارد. مقایسه ی کامل بین این تبدیل ها در فصل ۲ و در بخش ۲-۲-۴ آورده شده است. بنابراین جهت بهبود کیفیت تصاویر از تبدیل کانتورلت در ۵ سطح و ۳۲ جهت استفاده شد.

ضرایب بدست آمده از این تبدیل نیازمند اصلاح و تغییراتی در راستای استخراج عروق می باشند. زمانی که به ماتریس ضرایب به صورت یک تصویر نگاه می کنیم، می توان دید که عروق با پیکسل



هایی که میزان روشنایی آنها بیشتر از پیکسل‌های زمینه است، مشخص شده است.

ابتدا تصمیم گرفته شد که پیکسل‌های این عروق توسط آستانه‌ای ثابت برای تمام تصاویر استخراج شوند، اما بدیل تنوع بالای این نوع تصاویر و قابلیت‌های پایین آستانه‌ها، سعی کردیم تا آستانه‌ای متناسب با هر تصویر ایجاد کنیم. به عبارت دیگر از شاخصه‌های خود تصاویر جهت تعیین آستانه استفاده کنیم.

با بررسی بیشتر آستانه‌هایی که به صورت تجربی برای برخی از این تصاویر بدست آمد به این نتیجه رسیدیم که این آستانه‌ها با بیشینه‌ی روشنایی موجود در بین این ضرایب در ارتباط هستند. با تضعیف این بیشینه‌ها به آستانه‌ی متناسب رسیدیم.

جهت دستیابی به ضرایب تضعیف بطور دقیق و منطقی از دو الگوریتم ژنتیک و PSO استفاده شد. طی تکرار این الگوریتم‌ها به این نتیجه رسیدیم که الگوریتم PSO در نتایج خود از ثبات بیشتری برخوردار است.

در ادامه به توضیح بیشتر مرحله‌ی پیش پردازش و بهبود کیفیت تصاویر شبکه خواهیم پرداخت.

#### ۴-۴ پیش پردازش

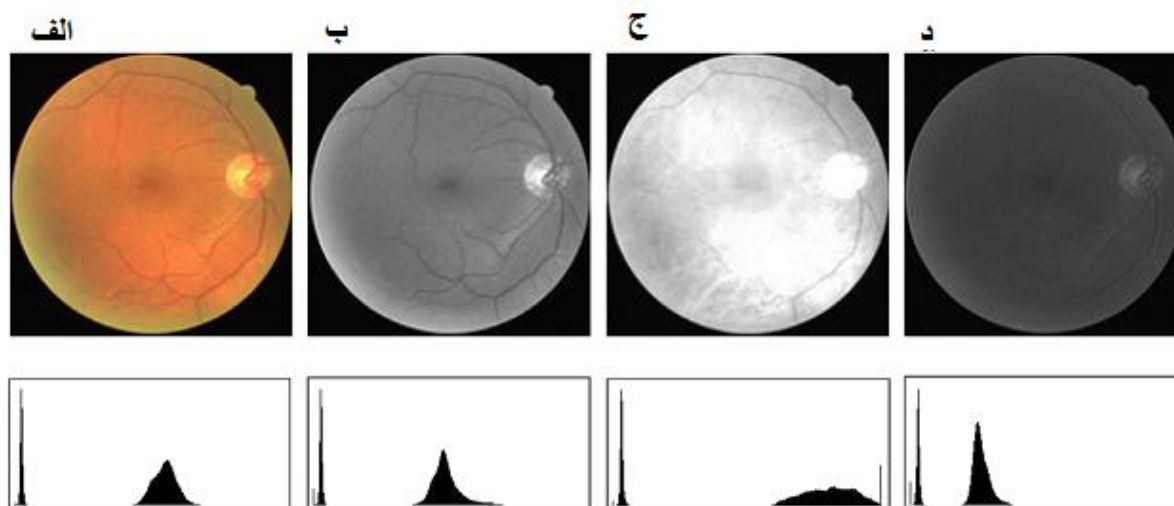
در این مرحله که ابتدایی‌ترین مرحله نیز می‌باشد، کیفیت تصویر بهبود داده می‌شود و سعی بر آن است تا اختلاف شدت فروزندگی موجود بین رگ‌ها و پس زمینه افزایش یابد و نویزها و روشنایی غیر یکنواخت آن تا حد امکان حذف شود.

این مرحله از کار از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است چرا که هرچه تصویر بدست آمده در این مرحله از کیفیت بهتری برخوردار باشد، رگ‌ها در مرحله‌ی بعد با دقت بیشتری استخراج می‌شوند. البته ما در مراحل بعد نیز راه کارهایی برای کاهش نویز و بالا بردن درصد نتایج ارائه داده ایم ولی از

این بخش می‌توان به مهم‌ترین و حساس‌ترین بخش کار یاد کرد.

هر یک از تصاویر رنگی شبکه چشم دارای سه طیف یا کانال رنگی RGB به ترتیب: کانال قرمز، سبز و آبی می‌شود. کانال قرمز بسیار نویزی و کانال آبی به علت تیرگی تصویر اطلاعات زیادی در اختیار ما نمی‌گذارد. از بین این سه کانال، کانال سبز اختلاف شدت فروزندگی مناسبی را بین رگ و پس زمینه ایجاد می‌کند، همانطور که در شکل ۴-۱ دیده می‌شود. به همین علت در اکثر تحقیقات انجام شده، محققان پژوهش‌های خود را بر روی این کانال انجام داده‌اند [۱۲]. ما نیز ابتدا کانال سبز تصویر را استخراج و سپس مرحله‌ی پیش پردازش را بر روی آن انجام می‌دهیم.

به طور کلی قسمت پیش پردازش به دو بخش تقسیم می‌شود. در بخش اول با استفاده از تبدیل کانتورلت غیر زیر نمونه بردار و الگوریتم PSO ضرایبی به دست می‌آید و در بخش دوم با استفاده از این ضرایب و باز هم تبدیل کانتورلت غیر زیر نمونه بردار تصویر بهبود داده می‌شود. در شکل ۴-۲ الگوریتم مربوطه نمایش داده شده است.



شکل ۴-۱: تصویر رنگی شبکه چشم به همراه مولفه هایش از هر کانال. الف) تصویر اصلی رنگی ب) کانال سبز ج)

کانال قرمز د) کانال آبی [۱۲]

## ۴-۴-۱ ضرایب آستانه گذاری

این بخش تنها یک بار انجام می‌شود و در بقیه ی موارد از نتایج بدست آمده از این بخش استفاده گردیده است. از این بخش می‌توان به عنوان بخش آموزشی نیز یاد کرد. همانطور که گفته شد عملیات روی کانال سبز تصویر انجام می‌شود.

پیش از اعمال تبدیل NSCT، برای جلوگیری از بروز خطا در لبه ی ایجاد شده در نتیجه دریچه ی دوربین از یک الگوریتم تکراری برای گسترش ناحیه ی مطلوب استفاده شده است [۴۸]. این الگوریتم با پیدا کردن ناحیه ی مطلوب (حاشیه ی بیرونی شبکه ی چشم)، این ناحیه را به بیرون رشد می‌دهد. هر یک از مراحل این الگوریتم به صورت زیر است.

❖ تعیین مجموعه ای از پیکسل های مرز خارجی ناحیه ی مطلوب، که این پیکسل ها در

خارج این ناحیه و در همسایگی چهارتایی پیکسل های داخل این ناحیه قرار دارند.

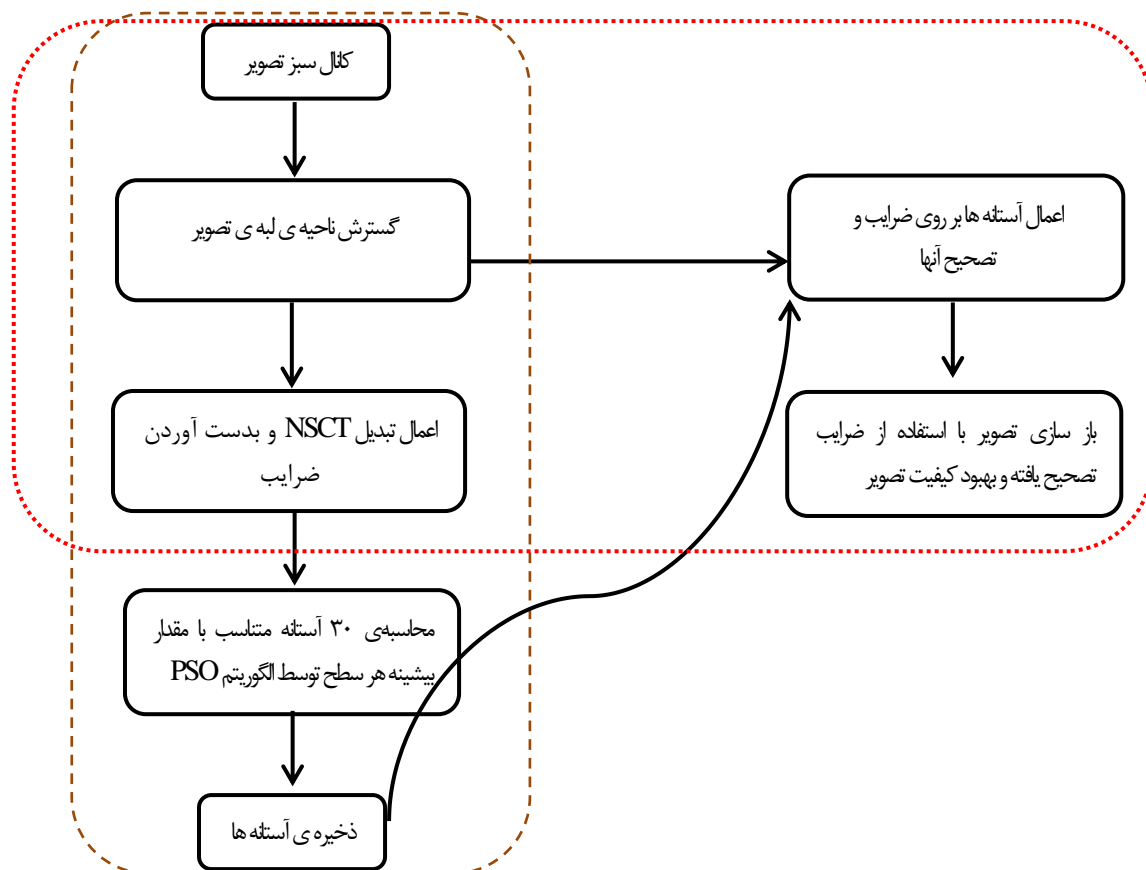
❖ جایگزین کردن ارزش پیکسل های مجموعه ی بدست آمده با میانگین پیکسل های

همسایه ی داخل ناحیه ی مطلوب، با این تفاوت که این بار معیار همسایگی هشت تایی

انتخاب می‌شود.

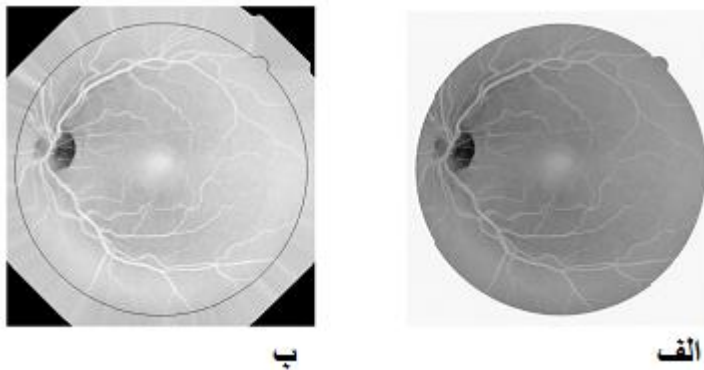
پس از چندین مرحله تکرار، ناحیه مطلوب به صورت مصنوعی گسترش می‌یابد [۴۸]. نتیجه ی حاصل

از اعمال این الگوریتم بر روی تصویر شبکه ی چشم در شکل ۴-۳ نشان داده شده است.



شکل ۴-۲: الگوریتم پیش پردازش. بخش اول (خط چین قهوه ای) و بخش دوم (خط چین قرمز)

تبدیل NSCT را می توان در سطوح مختلفی اعمال کرد. هرچه تعداد سطوح بیشتر باشد، تعداد جهت ها نیز بیشتر است و این میزان سطوح با توجه به نیاز و تصویر مورد نظر تعیین می شود. در الگوریتم پیشنهادی با توجه به [۳۶] تعداد سطوح ۵ و بنابراین تعداد جهت ها  $2^5$  انتخاب شده است. فیلتر جهتی انتخاب شده "pkva" و فیلتر هرمی انتخاب شده از نوع "9-7" می باشد. بعد از اعمال این تبدیل ضرایب به صورت ۳۰ ماتریس جدا گانه بدست می آید.



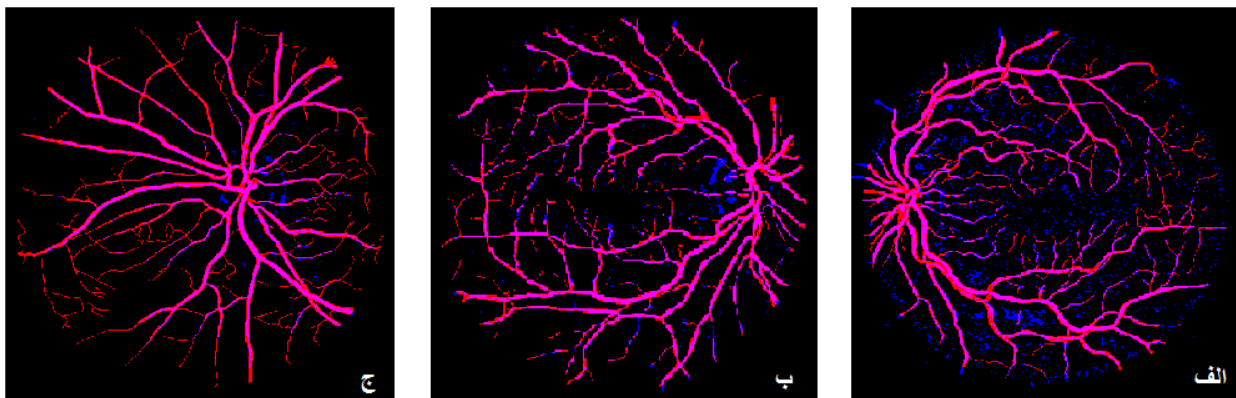
شکل ۳-۴: گسترش ناحیه ی لبه، الف) معکوس کانال سبز، ب) تصویر گسترش یافته [۴۹]

به دلیل خاصیت غیر زیر نمونه برداری این تبدیل، ابعاد ضرایب حاصل از آن با خود تصویر اصلی برابر است و مکان رگ ها و نوپز ها در ضرایب حاصل با تصویر اصلی یکسان است. با مشاهده ی ضرایب می توان دید که هرچه شماره ی سطوح، بالا تر می رود جزئیات و لبه های استخراج شده ظریف تر و رگ های باریک تری (تصویر ۴-۵) استخراج می شوند. با بررسی تصاویر مجموعه ی آزمایشی پایگاه داده، مشاهده شد که اگر یک آستانه ی ثابت بر روی تصاویر موجود در این مجموعه اعمال شود، می توان تصاویر را به ۳ دسته ی جدا از هم تقسیم بندی کرد.

دسته ی اول تصاویری هستند که پاسخشان به یک آستانه مشخص بسیار نویزی است، برای این تصاویر اگرچه رگ ها تقریبا به صورت کامل استخراج می شود اما نوپز همراه با این رگ ها بقدری ست که از اهمیت نتایج کاسته است. دسته ی دوم تصاویری هستند که به همین آستانه پاسخ مناسبی می دهند و نوپز های ایجاد شده در مقابل رگ های استخراج شده قابل چشم پوشی است. نوپز موجود در پاسخ دسته ی سوم بسیار کم و در بعضی موارد می توان گفت به صفر نزدیک است اما عروق استخراج شده بسیار ناقص بوده و اکثر رگ های باریک که از نظر روشنایی بسیار شبیه به پس زمینه هستند، حذف شده اند.

شکل ۴-۴ نمونه ای از این ۳ نوع تصویر را برای آستانه ی مشخص و ثابت  $0/25$  نشان می دهد. در این تصاویر رنگ آبی نشان دهنده ی نوپز و رنگ قرمز به معنای رگ های استخراج نشده و رنگ

صورتی به معنای رگ های استخراج شده می باشد.



شکل ۴-۴: دسته بندی تصاویر در پاسخ به یک آستانه ی ثابت (الف) نویزی، (ب) متعادل، (ج) استخراج ناقص عروق به منظور عملکرد بهتر الگوریتم PSO و ایجاد پاسخی مناسب، دو نمونه از سه نوع تصویر ذکر شده، به همراه تصویر عروق استخراج شده توسط متخصصان<sup>1</sup> (GT)، برای ادامه ی تحقیق انتخاب شده است.

روند کار بدین صورت است که بعد از اعمال تبدیل NSCT برای هر تصویر به طور جداگانه ۳۲ ماتریس با ابعادی معادل تصویر اصلی بدست می آید که تشکیل دهنده ی ضرایب تبدیل هستند، به عبارت دیگر برای ۶ تصویر انتخابی می توان گفت که تعداد  $۳۲ \times ۶$  ماتریس بدست می آید.

چون ماتریس اول، روشنایی پس زمینه و ماتریس دوم نیز اکثر اطلاعاتش مربوط به نویزها و کمی هم رگ های ضخیمی است که در ضرایب دیگر نیز تکرار شده اند، ضرایب موجود در این دو ماتریس صفر در نظر گرفته و برای ۳۰ ماتریس باقی مانده، در ابتدا به صورت تصادفی ۳۰ ضریب تضعیف انتخاب می شود که با نماد  $n_l, L=1,2,\dots,30$  نشان داده می شود و در نهایت این ضرایب در یک الگوریتم بهینه سازی به کمک PSO بهینه می گردد.

در الگوریتم PSO برای اصلاح آستانه ها برای هر تصویر به طور جداگانه، بعد از اعمال تبدیل NSCT و بدست آوردن ۳۰ ماتریس، ابتدا ضریب ماکزیمم برای هر ماتریس بدست می آید ( $Max_l$ )

<sup>1</sup> Ground Truth

(30...2,1=L سپس آستانه ی مورد نظر برای هر ماتریس را از رابطه ی زیر بدست می آوریم:

$$T_l = \frac{Max_l}{n_l} \quad L = 1,2, \dots, 30 \quad (1-4)$$

در مرحله ی بعد این ۳۰ آستانه به ماتریس ها اعمال شده و معادل هر کدام یک ماتریس دودویی بدست می آید که ضرایب ۱ آن رگ ها و ضرایب صفر آن پس زمینه و نویز ها هستند. البته در ابتدا که اعداد به طور تصادفی انتخاب شده اند، انتظار جواب مطلوب نداریم و به همین منظور تابع هدف زیر برای ارزیابی ضریب تضعیف مورد نظر در نظر گرفته شد.

$$Av_l = \frac{\sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^c M(vessel)_{i,j}^l}{\sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^c I(vessel)_{i,j}} \quad \begin{matrix} i = 1,2, \dots, r \\ j = 1,2, \dots, c \\ L = 1,2, \dots, 30 \end{matrix} \quad (2-4)$$

در این رابطه r نماد تعداد سطر ها و c نماد تعداد ستون ها است. متغیر M ضریب ماسک دودویی حاصل از آستانه گذاری است. این کسر معیار موفقیت برای عروق شناسایی شده است. هدف ما بیشینه کردن این معیار است و انتظار نداریم که تمام عروق برای یک ماتریس از ضرایب نمایش داده شود، چرا که هر یک از این ماتریس ها حاوی اطلاعاتی از برخی رگ ها با زاویه و پهنای متفاوت هستند. به همین خاطر در تصویر GT تنها رگ ها و در ماسک دودویی نیز مکان های مربوط به رگ تصویر معادل GT آن در نظر گرفته می شود. معیار  $Av_i$  عددی بین صفر و یک است که هرچه این عدد به یک نزدیک تر باشد مطلوب تر است.

معیار دوم، نشان دهنده ی میزان نویز شناسایی شده در ماسک است. در این معیار، در تصویر GT و ماسک تولید شده، تنها مکان پس زمینه در نظر گرفته می شود. هدف ما کمینه کردن این معیار است.

$$Anv_l = \frac{\sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^c M(non\_vessel)_{i,j}^l}{\sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^c I(non\_vessel)_{i,j}} \quad \begin{matrix} i = 1,2, \dots, r \\ j = 1,2, \dots, c \\ L = 1,2, \dots, 30 \end{matrix} \quad (3-4)$$

در نهایت برای بدست آوردن تابع هدف نهایی از رابطه ی زیر استفاده می کنیم:

$$AT_l = \frac{Av_l}{Anv_l} \quad L = 1, 2, \dots, 30 \quad (4-4)$$

هدف نهایی ما ماکزیمم کردن این معیار است.

با تابع هدف معرفی شده و روند توضیح داده شده، این کار را تاجایی ادامه می دهیم که اختلاف عدد های بدست آمده در مرحله ی جدید نسبت به حالت قبل در چندین تکرار متوالی، خیلی پایین باشد، یعنی نتایج به سمت یکسان بودن اعداد در طی چندین مرحله تکرار پیش رود. بعد از چندین تکرار ۳۰ عدد بدست می آید که برای هر یک از ماتریس ها ضریب تضعیف می باشد تا آستانه ی مطلوب بدست آید. این ضرایب به ترتیب سطوح برابرند با: ۶، ۶، ۷، ۷، ۸، ۸، ۸، ۸، ۹، ۹، ۹، ۹، ۹، ۹، ۱۶ عدد باقی مانده برابر با ۳- هستند.

بخش اول پیش پردازش با بدست آوردن نتایج پایان می پذیرد و بخش دوم که از نتایج این بخش نیز استفاده می کند آغاز می شود.

#### ۴-۴-۲ اصلاح ضرایب و بهبود کیفیت تصویر

در واقع پردازش هر تصویر ورودی برای استخراج عروق از این مرحله آغاز می شود. همانطور که در شکل ۴-۲ نشان داده شده است، بخشی از مراحل قبل نیز در این مرحله تکرار می شود. به عبارت دیگر بعد از گسترش ناحیه ی لبه ی کانال سبز تصویر ورودی، تبدیل کانتورلت اعمال شده و ۳۲ ماتریس بدست می آید. طبق حالت قبل ۲ ماتریس اول از ضرایب کانتورلت در بالا ترین سطح صفر در نظر گرفته می شوند و حال با استفاده از اعداد بدست آمده در مرحله ی قبل آستانه ی مناسب برای هر ماتریس مشخص می شود.

روش کار بدین صورت است که ابتدا ماکزیمم ضریب موجود در هر ماتریس را جدا کرده و با

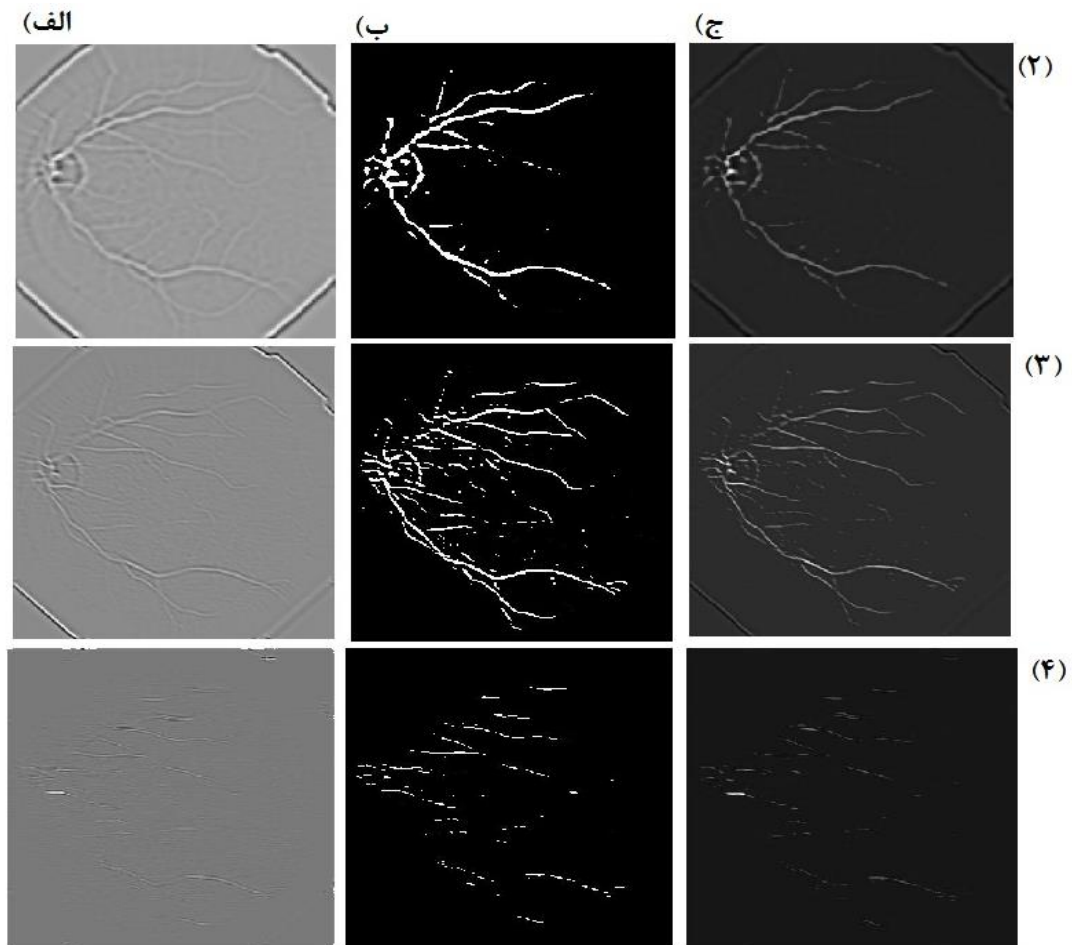


استفاده از ضریب تضعیف بدست آمده و تقسیم عدد ماکزیمم بر ضریب تضعیف آستانه جهت باینری کردن تصویر بدست می‌آید. سپس با استفاده از این آستانه و اعمال آن بر ماتریس مربوط به خود، ماسکی دودویی حاصل می‌شود که ۱ های آن رگ و صفر های آن نویزها و پس زمینه هستند.

البته نقاط برچسب خورده به عنوان نویز شامل برخی رگ‌ها که هنوز نمایان نشده‌اند نیز می‌باشد. برای از دست ندادن اطلاعات مربوط به آنها و اضافه نشدن نویز به تصویر، ماسک‌هایی دودویی ایجاد شده را در ۹ ضرب و با عدد یک جمع می‌کنیم؛ در نتیجه ماسکی خواهیم داشت که عروق با ضریب ۱۰ و پس زمینه با ضریب یک هستند. نحوه‌ی بدست آوردن نسبت بین عروق و پس زمینه که در اینجا ۱۰ در نظر گرفته شده است یا به عبارت دیگر ضرب ماسک‌ها در عدد ۹ به صورت تجربی بوده است. اگر این نسبت خیلی کم باشد، قدرت تفکیک بین نویز و پس زمینه کاهش می‌یابد و اگر این مقدار بسیار بالا باشد، استخراج عروق باریکی که به عنوان پس زمینه تشخیص داده شده‌اند از بین پیکسل‌های پس زمینه دشوار می‌شود. عدد ۹ مناسب‌ترین گزینه برای این منظور است. با ضرب هر یک از این ماسک‌ها با ماتریس ضرایب معادل خود، می‌توان این‌طور بر داشت کرد که عروق با ضریب ۱۰ و پس زمینه با ضریب ۱ تقویت می‌شوند.

در شکل ۴-۵ نمونه‌ی از این ضرایب و ماسک‌ها و ماتریس تقویت یافته به صورت تصویر نشان داده شده است.

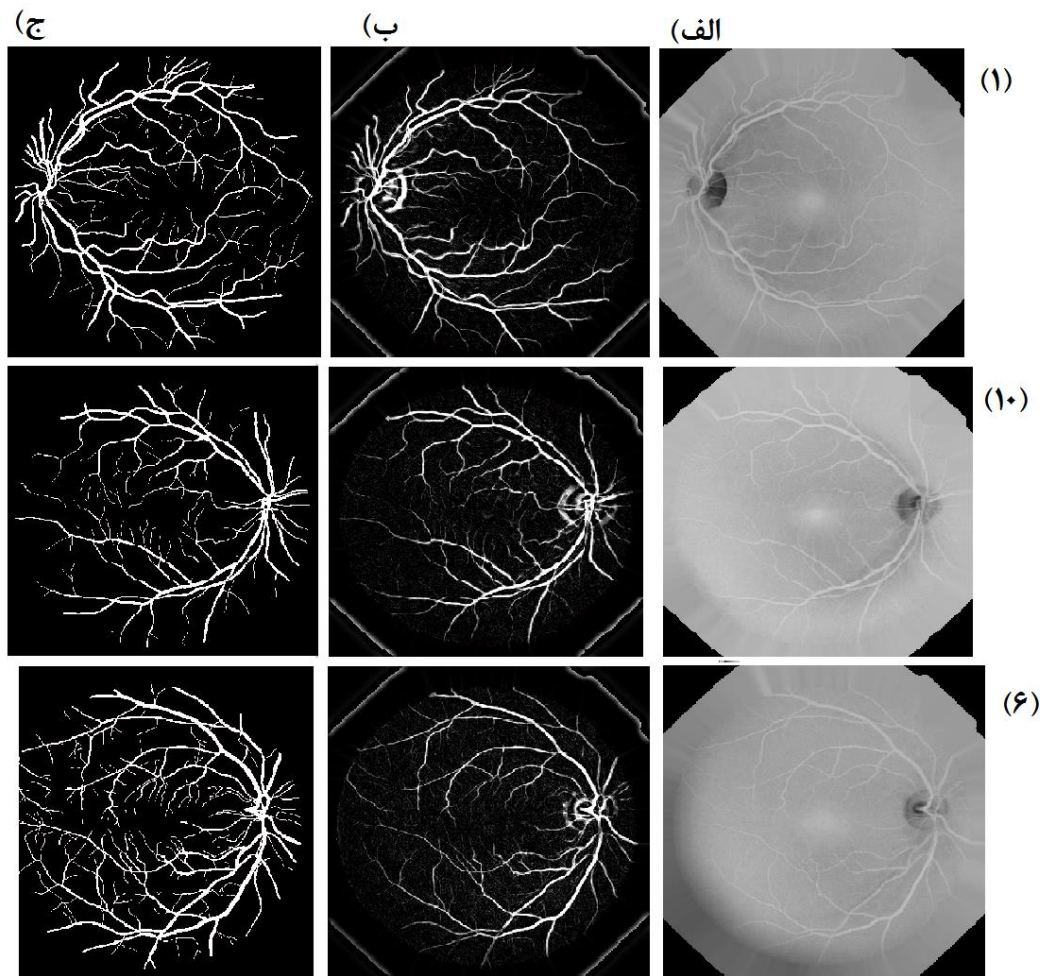
از مزایای این روش این است که به علت تقویت عروق و ایجاد اختلاف شدت فروزندگی لازم بین رگ‌ها و پس زمینه، لازم نیست تا مرحله‌ی زمان بر و پیچیده‌ی بازسازی تصویر را انجام دهیم و تنها کافیست تا ماتریس‌ها را با هم جمع کرده تا تصویر بهبود یافته بدست آید. شکل ۴-۶ نتایج کار را بر روی ۳ تصویر مختلف از مجموعه‌ی آزمایشی پایگاه داده‌ی DRIVE به همراه تصویر کانال سبز و GT مرتبط با هر یک، به تصویر کشیده است.



شکل ۴-۵: نمونه ای از اصلاح ضرایب سطوح ۲ و ۳ توسط الگوریتم PSO. (الف) ضرایب تبدیل NSCT، (ب)

ماسک دودویی، (ج) ضرایب اصلاح شده

البته یکی از ایرادهای روش پیشنهادی این است که عروق باریک و ظریف را به نسبت عروق ضخیم تقویت نمی‌کند و این امر بخاطر این است که عروق ضخیم در اکثر ماتریس‌های مربوط به ضرایب کانتورلت وجود دارد؛ در حالی که عروق باریک تنها در سطوح آخر تبدیل که تعداد جهت‌ها نیز بیشتر می‌شود نمایان می‌شوند.



شکل ۴-۶: بهبود کیفیت ۳ تصویر ۱، ۱۰، و ۶ از مجموعه پایگاه داده ی DRIVE. (الف) کال سبز، (ب) تصویر بهبود

یافته، (ج) تصویر GT

#### ۴-۵ استخراج ویژگی و جداسازی عروق

جهت استخراج عروق و حذف نویز و ایجاد تصویر دودویی متشکل از رگ و پس زمینه و همچنین اتصال عروق شکسته، از روش آشکار ساز خطی در چندین مقیاس و چندین جهت استفاده می کنیم. روش کلی کار بدین صورت است که ابتدا آشکار ساز خطی روی تصویر اعمال می شود که نتیجه ی آن ایجاد ماتریس ویژگی است. در مرحله ی بعد با استفاده از نمایش ۳ بعدی این ماتریس اطلاعات و تمایزهایی بین پیکسل های رگ و غیر رگ بدست می آید که می تواند به جداسازی عروق کمک کند. در نهایت بعد از استخراج عروق کارهای پس پردازشی جهت بالا بردن کیفیت و کمیت نتایج اعمال می

شود.

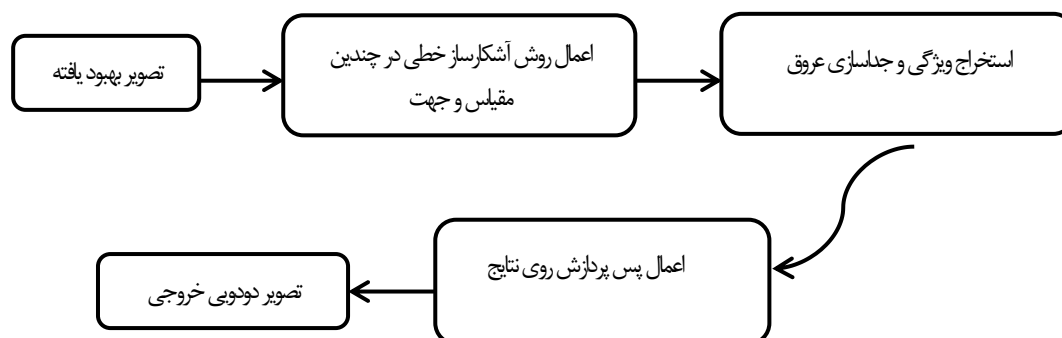
الگوریتم روش پیشنهادی در شکل ۴-۷ نشان داده شده است.

آشکار ساز خطی در چندین مقیاس و جهت در فصل قبل به طور کامل شرح داده شد. با بررسی و آزمایش این روش در مقیاس های متفاوت به این نتیجه رسیدیم که این روش از مقیاس هایی با ابعاد ۳ تا ۳۱ و در ۸ مقیاس متفاوت که اختلاف بین مقیاس ها ۴ می باشد، اطلاعات خوبی را استخراج می کند. همچنین جهت های استفاده شده ۱۲ جهت متفاوت است که اختلاف بین دو جهت متوالی ۱۵ درجه می باشد. در نتیجه ابعاد ماتریس بدست آمده در این مرحله  $12 \times 8$  است.

شکل ۴-۸ نمونه ای از این ماتریس ها در دو و سه بعد و برای دو دسته ی رگ و غیر رگ را نشان می دهد.

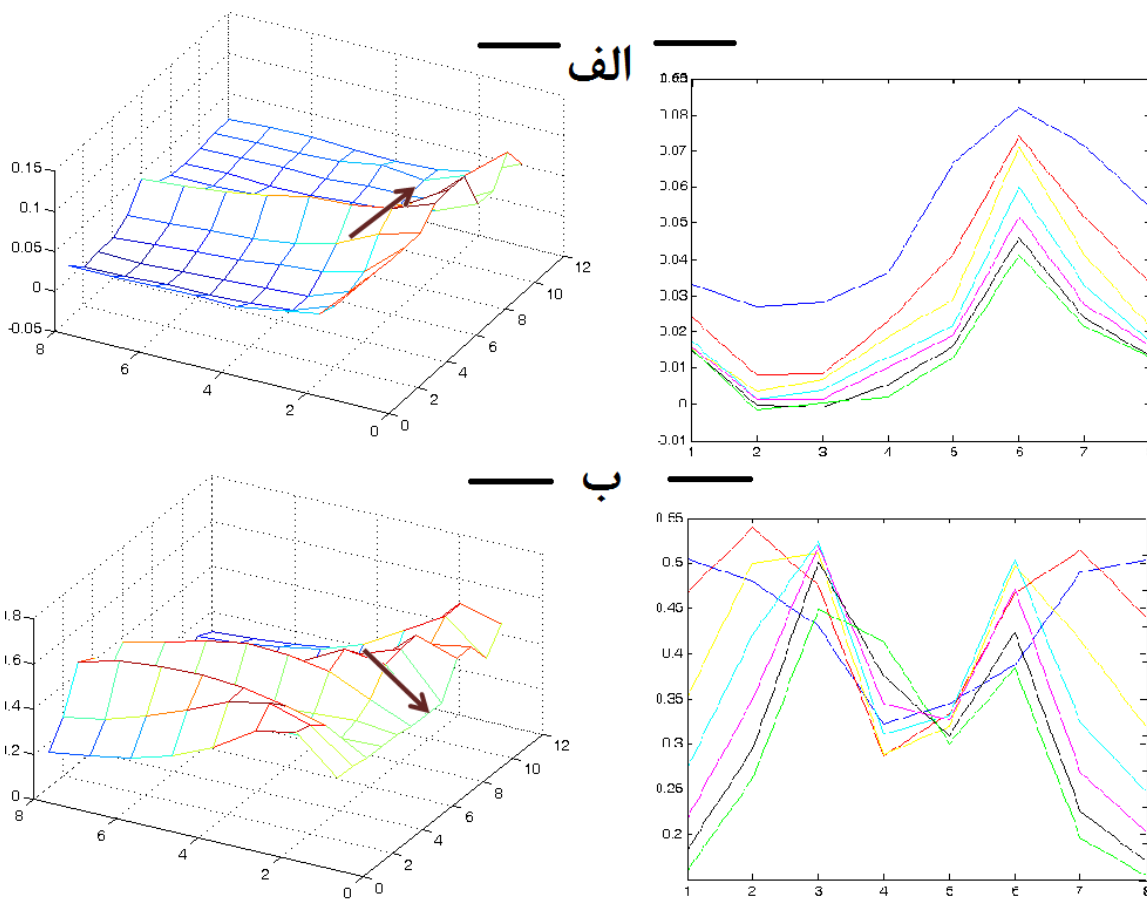
قابل ذکر است که در مقیاس های کوچک مثل ۳ و ۷ اعمال ۱۲ جهت مشکل است چرا که پیکسل ها در این مقیاس ها محدود هستند. به منظور یکسان سازی ابعاد ماتریس ویژگی برخی جهت هایی در مقیاس های کوچک وجود ندارد توسط جهت های موجود جایگزین شده است.

مثلا جهت صفر درجه و ۴۵ درجه در همه ی ابعاد وجود دارد در حالی که اعمال آشکار ساز خطی در جهت ۱۵ درجه و مقیاس ۳ با توجه به پیکسل های موجود در این مقیاس ناممکن است. به همین



شکل ۴-۷: الگوریتم استخراج عروق.

علت اعداد مورد نیاز در این جهت با اطلاعات استخراج شده در جهت صفر جایگزین می شوند.



شکل ۴-۸: نمایش دو و سه بعدی از نمونه ی الف) ماتریس مربوط به پیکسل رگ، ب) ماتریس مربوط به پیکسل

غیر رگ

از این ماتریس ها ۴ ویژگی استخراج شده است که به شرح زیر است:

❖ ویژگی شیب: با مشاهده ی ماتریس ها به صورت ۳ بعدی متوجه شدیم که در مقیاس های کوچک شیب منحنی برای رگ و غیر رگ با هم فرق می کند. همانطور که در تصویر می بینید در ۳ مقیاس اول برای رگ شیب به سمت بالا و غیر رگ شیب به سمت پایین است.

نحوه ی محاسبه ی این شیب بدین صورت است که ابتدا ۳ مقیاس کوچک یعنی مقیاس

۳، ۷ و ۱۱ را در نظر می گیریم، سپس هرجهت را به طور جدا گانه از جهت مقیاس قبل کم کرده و در نهایت این اختلافات را با هم جمع می کنیم و عددی واحد که همان معیار شیب است بدست می آید.

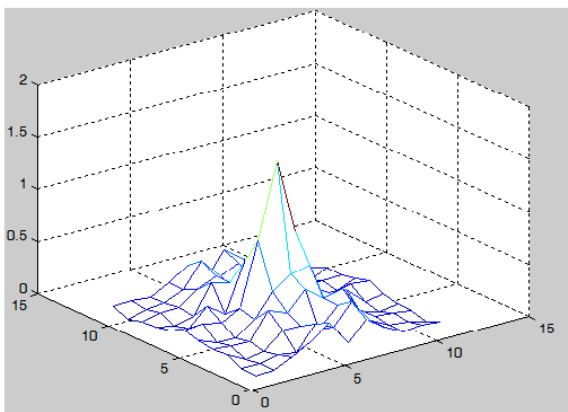
به عنوان مثال ماتریس ضرایب آشکار ساز خطی برای یک پیکسل (ابعاد این ماتریس  $8 \times 8$  است) را در نظر می گیریم. سطر اول این ماتریس ضرایب مربوط به خطی است که مقیاس ۳ دارد و در ۱۲ جهت بر روی پیکسل مورد نظر قرار داده شده و در هر جهت میانگین روشنایی آن محاسبه شده است. و سطر های بعد به ترتیب بیانگر میانگین جهت ها در مقیاس های ۷ و ۱۱ و ... ۳۱ است. البته می توان هر کدام را به طور جداگانه به صورت بردار مقیاس (با ابعاد  $1 \times 12$ ) در نظر گرفت. برای محاسبه ی ویژگی شیب، بردار مقیاس ۳ را از بردار مقیاس ۷ کم کرده و همچنین بردار مقیاس ۷ را از بردار مقیاس ۱۱ کم می کنیم. نتیجه دو بردار با ۱۲ مؤلفه است. این دو بردار را نیز از هم کسر کرده که نتیجه یک بردار با ۱۲ عضو می شود. هر کدام از این اعضاء بیانگر شیب در جهتی خاص و ۳ مقیاس کوچکتر هستند. با جمع کردن این شیب ها عددی واحد بدست می آید که گویای ویژگی شیب برای یک پیکسل می باشد.

❖ ویژگی حجم: همانطور که در شکل ۴-۸ می بینید، ماتریس ضرایب آشکار ساز خطی به صورت منحنی هایی گوسی مانند هستند که ارتفاعشان متفاوت است. در حالت ۳ بعدی این منحنی ها به فرم منحنی دو بعدی تبدیل می شوند که دارای حجم های متفاوتی هستند. البته در بررسی ها متوجه شدیم که اگر صفحه ای حاصل از میانگین هر مقیاس منحنی را قطع کند، حجم بالایی آن در رگ ها و غیر رگ ها تفاوت بیشتری را از خود نشان می دهد و می تواند به صورت معیاری مناسب برای تفکیک پیکسل رگ از غیر رگ بیان گردند.

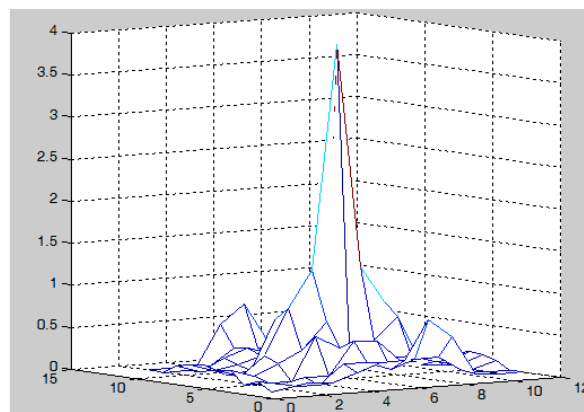
❖ ویژگی ماکزیمم تبدیل فوریه: همانطور که قبلا نیز گفته شد هرچه مقیاس در روش

آشکارساز خطی کوچکتر می شود، اطلاعات ظریف تری استخراج می شود و در مورد این تصاویر می توان گفت که اطلاعات مرتبط با رگ های باریک بیشتر و بهتر استخراج می شوند. با در نظر گرفتن همسایگی ۵ تایی برای هر پیکسل در این ماتریس ها و اعمال FFT در دو بعد، ماتریس ضرایب جدید بدست می آید. در بین این اعداد یک بیشینه با اختلاف محسوسی نسبت به سایر اعداد وجود دارد. این عدد بیشینه نیز در بین رگ و غیر رگ متفاوت است و یک ویژگی جداگانه محسوب می شود.

در شکل ۴-۹ نمونه ای از این ضرایب را در ۳ بعد برای رگ و غیر رگ مشاهده می کنید. ماکزیمم موجود در ماتریس مربوط به رگ (الف) نزدیک به ۴ و برای غیر رگ (ب) نزدیک به ۱.۵ است.



(ب)



(الف)

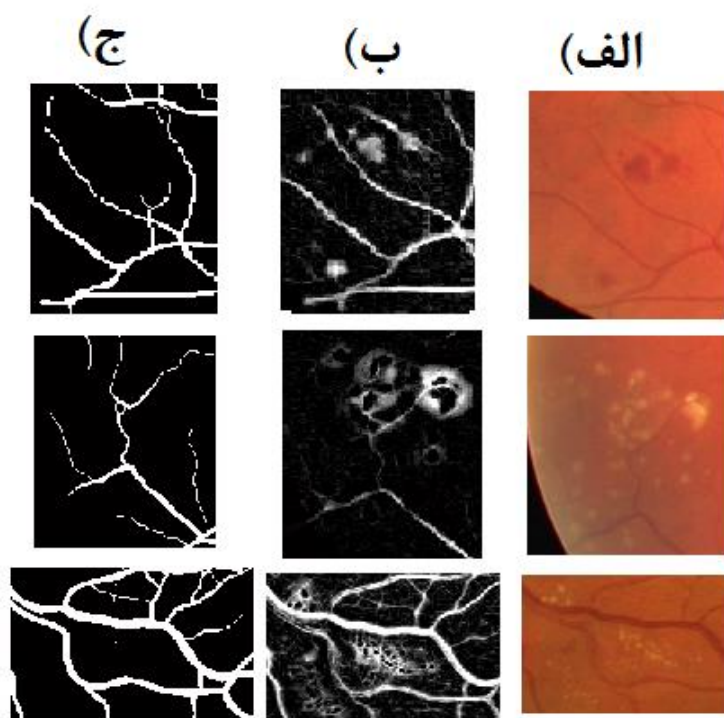
شکل ۴-۹: تصویر ۳ بعدی از ضرایب بدست آمده بعد از اعمال تبدیل FFT. (الف) رگ، (ب) غیر رگ.

❖ ماکزیمم جهت : این بار نیز از مقیاس ۳ از ماتریس ضرایب آشکار ساز خطی استفاده می کنیم. برای هر مقیاس ماکزیمم مقدار را بین ۱۲ جهت پیدا کرده و برای تقویت بیشتر (رگ) و یا تضعیف بیشتر (غیر رگ) آن را در مجموع ۱۲ جهت نیز ضرب می کنیم. دلیل این کار این است که در رگ ها به علت روشنایی بالاتری که نسبت به نویز و پس زمینه دارند، مقدار ۱۲ عدد بالاست در نتیجه مجموع آنها نیز زیاد است اما در نویز ها به

علت تیره بودن، این مقدار کم است، در نتیجه ماکزیمم را تضعیف می کند.

در نهایت به ازای هر پیکسل در تصویر ماتریسی با ابعاد  $1 \times 4$  خواهیم داشت که بیان کننده ی ویژگی های پیکسل‌ها هستند.

برای استفاده از کلاسه بند به منظور استخراج عروق ما با چندین مشکل مواجه شدیم. یکی از این مشکلات وجود برخی ضایعات بیمارگونه در تعدادی از تصاویر مجموعه آزمایشی پایگاه داده ی DRIVE بود که در تصاویر GT شان تنها عروق استخراج شده بودند، در حالی که ضایعات نیز دارای ویژگی های مربوط به رگ هستند اما در کلاسه بند به عنوان پس زمینه دسته بندی می شوند و در نهایت منجر به عملکرد نادرست کلاسه بند می شوند. همانند نتیجه ای که در شکل ۴-۱۱ مشاهده می کنید.



شکل ۴-۱۰: برجسته شدن ضایعات بیمارگونه در تصویر و استخراج نشدن آن در تصاویر GT. (الف) تصویر اصلی، (ب)

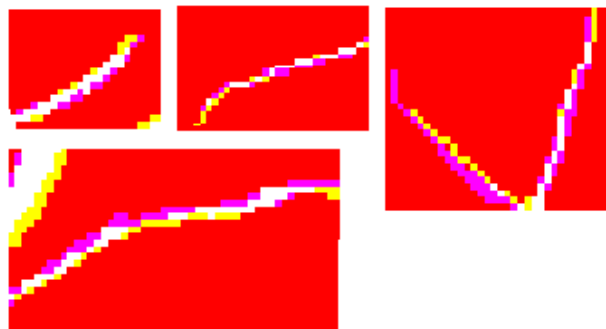
نتیجه ی بدست آمده، (ج) تصویر GT



مشکل دیگری که با آن روبرو شدیم جابجایی یا تغییر مکان عروق از مکان خود در حد ۱ یا ۲ پیکسل است. به دلیل اینکه تبدیل NSCT بیشتر با لبه‌ها سروکار دارد و ما نیز با استفاده از این خاصیت عروق را برجسته کردیم، با قرار دادن تصویر GT و تصویر نتیجه بر روی هم، مشاهده می‌شود که گویا عروق در بعضی از قسمت‌ها و جهت‌ها کمی به سمت بالا یا پایین و همچنین در دیگر جهت‌ها شیفت پیدا کرده‌اند.

این مسأله نیز همانند مورد قبلی به اطلاعات مرتبط با عروق برچسب پس‌زمینه زده و کلاسه‌بند را دچار مشکل می‌کند. نمونه‌ای از این تصاویر را در شکل زیر مشاهده می‌کنید.

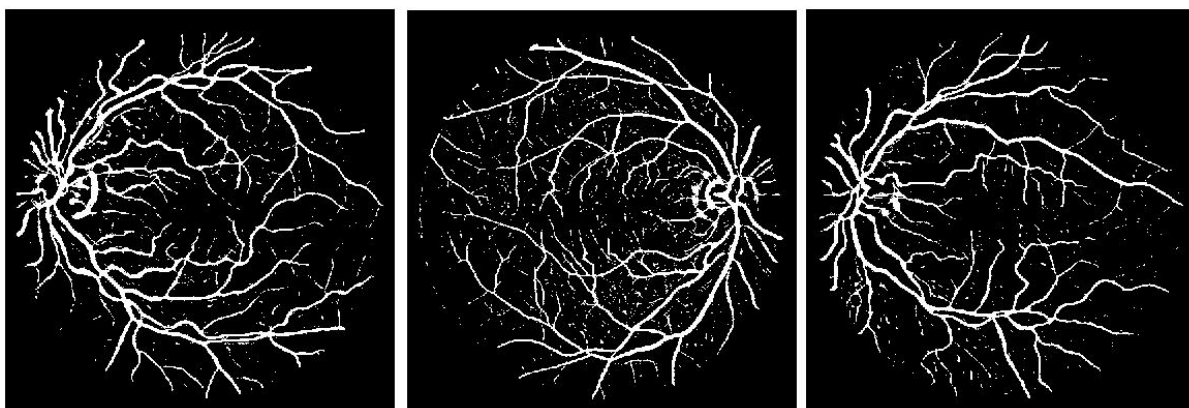
در این تصاویر پیکسل‌های زرد رنگ، عروق شناخته شده توسط ماشین است که از نظر متخصصان هم این پیکسل‌ها عروق هستند اما با کمی شیفت تغییر مکان داده و در پس‌زمینه قرار گرفته‌اند؛ پیکسل‌های بنفش رنگ، عروق شناخته شده توسط متخصصان می‌باشد که توسط ماشین شناسایی نشده است. پیکسل‌های سفید به معنای این است که هم ماشین و هم متخصصان این پیکسل‌ها را به عنوان رگ شناخته‌اند. با کمی دقت دیده می‌شود که عروق اگر کمی جابجا شوند تمامی این پیکسل‌ها به رنگ سفید تبدیل خواهند شد. این جابجایی نه تنها کلاسه‌بند را دچار مشکل می‌کند، بلکه نتایج کمی را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهند.



شکل ۴-۱۱: جابجایی عروق شناخته شده از مکان اصلی خود

به همین دلیل به منظور ایجاد کلاسه بندی با دقت بالا و عملکرد مناسب، ما داده های آزمون را به صورت دستی، از هر دو نوع رگ و غیر رگ جدا کرده و موقعیت محل قرار گیری آنها را برای قسمت یادگیری کلاسه بندی، به نرم افزار می دهیم.

بعد از انجام این مرحله کلاسه بندی برای دریافت تصویر و استخراج عروق آماده است. که چندین نمونه از این تصاویر را در شکل ۴-۱۳ مشاهده می کنید.



شکل ۴-۱۲: عروق استخراج شده توسط کلاسه بندی

همانطور که در شکل های زیر می بینید، نتایج حاصل تا این مرحله دارای نویزهایی است که بصورت گلوله هایی کوچک و سفید رنگ می باشند، همچنین رگ های باریک دچار بریدگی در امتداد رگ هستند. برای رفع این معایب و بالا بردن کیفیت و کمیت نتایج فرآیند پس پردازش روی تصویر اعمال می شود.

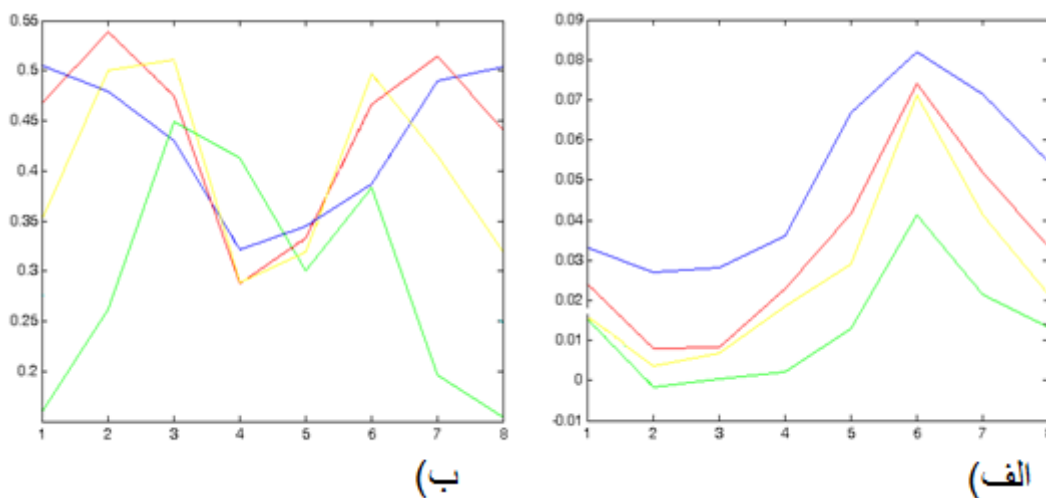
#### ۴-۶ پس پردازش

این مرحله شامل دو بخش است. بخش اول حذف نویز است و در بخش بعد باز سازی برخی عروق باریک از دست رفته یا بریده شده می باشد.

در ابتدا به منظور حذف نویز در تصویر دودویی، مناطق متصل به هم که ارزش ۱ دارند را بخش بندی کرده و سپس بخش هایی را که تعداد پیکسل های آنها کمتر از ۴ پیکسل هستند حذف می

شود. در این مرحله هم نویزهای اشاره شده در مرحله ی قبل و هم رگ های باریک بریده بریده حذف می شوند، البته میزان نویز حذف شده بقدری است که می توان از حذف برخی رگ های باریک صرف نظر کرد، گرچه در بخش باز سازی آنها دوباره ایجاد خواهند شد.

در بخش دوم ابتدا اسکلت تصویر دودویی که نویزهای آن نیز حذف شده اند استخراج می شود. با بخش بندی مناطقی که ارزش ۱ دارند و انتخاب مناطقی با کمترین تعداد پیکسل، رگ بریده و جدا افتاده انتخاب می شود. سپس اطلاعات مربوط به آشکار ساز خطی را در ۴ مقیاس کوچک یعنی ۳ و ۷ و ۱۱ و ۱۵ و تنها در دو پیکسل انتهایی رگ بریده استخراج می کنیم. یعنی ویژگی های مربوط به سر رگ های بریده، ماتریس هایی با ابعاد  $4 \times 12$  است. اگر این ماتریس ها را به صورت ۴ نمودار در کنار هم نمایش دهیم شکل ۴-۱۴ بدست می آید.



شکل ۴-۱۳: اطلاعات استخراج شده از آشکار ساز خطی در سر رگ بریده، الف) امتداد رگ، ب) انتهای رگ

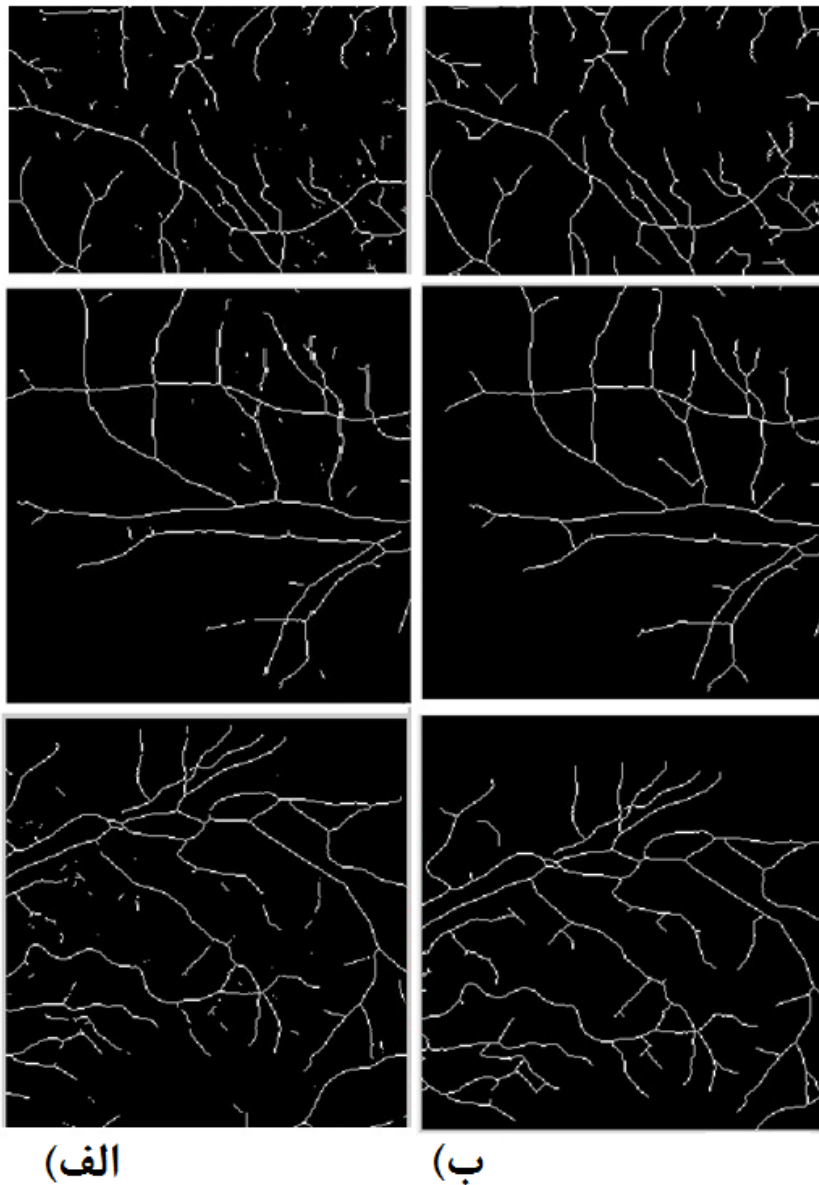
همانطور که در شکل ۴-۱۴ دیده می شود، اگر رگ نیاز به امتداد در یک جهت خاص داشته باشد، بیشینه ی مقیاس ها همه در یک جهت خواهند بود در حالی که اگر رگ به انتهای خود رسیده باشد اطلاعات آشکار ساز خطی مرتبط با آن در جهت های مختلف بیشینه خواهد شد. تعداد بیشینه ی مشترک مقیاس ها در این تحقیق ۲ است. یعنی در صورتی که بیشینه ها حداقل در ۲ مقیاس متفاوت، در جهت مشترکی باشند، پیکسل مورد نظر در جهت بیشینه ی مشترک به میزان ۲ پیکسل

پیشروی می‌کند.

با انجام این فرآیند در ۷ مرحله‌ی متوالی دیده می‌شود که اکثر رگ‌های جدا افتاده به درخت اصلی عروق متصل می‌شوند. تعداد تکرار طبق تجربه بدست آمده است؛ چرا که اگر تکرار کم باشد، رگ‌ها به بدنه‌ی اصلی متصل نمی‌شوند و در صورتی که این تکرارها زیاد باشد برخی نوپزهای جزئی گسترش می‌یابد و ایجاد اختلال در نتایج می‌کند.

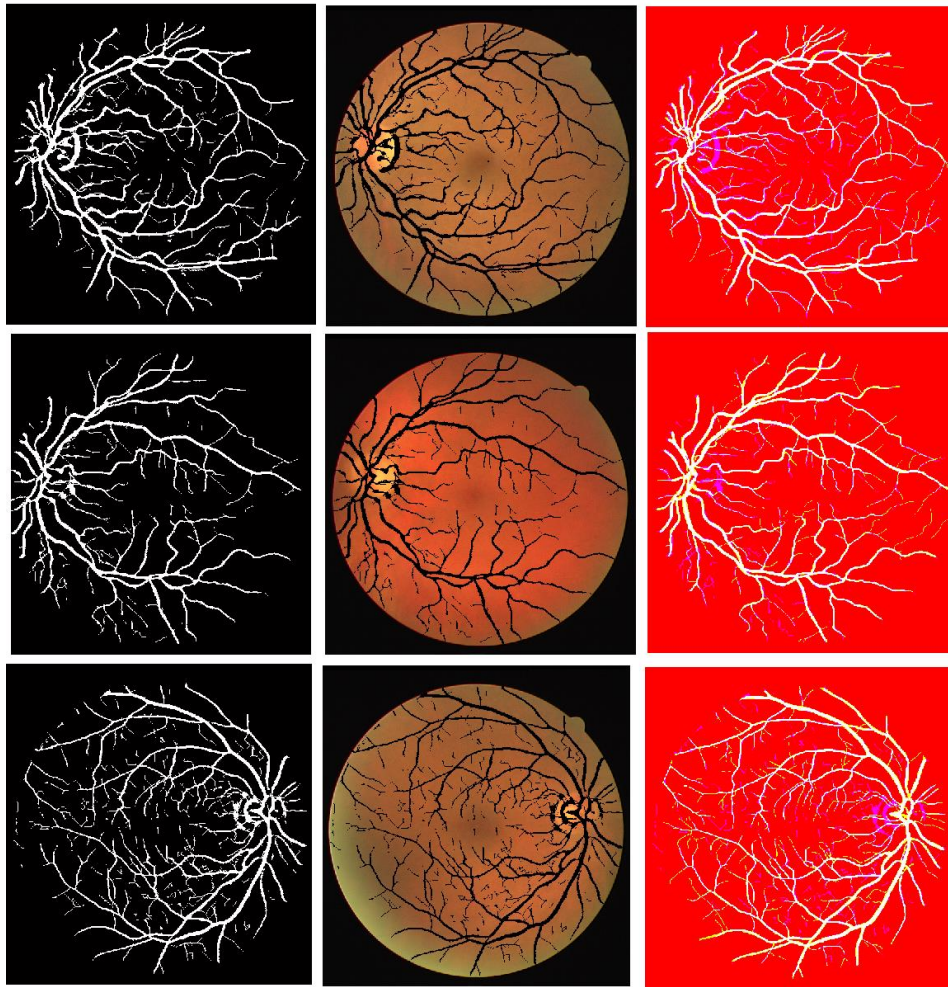
در شکل ۴-۱۴ نمونه‌ی برخی رگ‌های بریده و اتصال یافته نشان داده شده است.

حالا اجتماع اسکلت بدست آمده و تصویر قبل از نازک‌سازی را بدست می‌آوریم. که نتایج نهایی خواهد بود. تصویر نهایی عروق استخراجی در ۳ قالب متفاوت نشان داده شده است.



شکل ۴-۱۴: اتصال عروق بریده به بدنه ی اصلی، الف) قبل از اتصال، ب) بعد از اتصال

قالب اول تنها عروق هستند که به صورت تصویر دودویی است یعنی همان تصویر نتیجه. قالب دوم قرار دادن تصویر روی تصویر اصلی است که میزان صحت نتایج را تا حدودی نمایش می دهد و اینکه وضوح عروق در تصویر اصلی چه میزان بوده و رگ های استخراجی چه میزان هستند. برای نمایش بهتر نتایج و ایجاد مقایسه ای کیفی از نتایج، عروق استخراجی را روی تصویر GT قرار داده ایم. در این قالب تصویری، رنگ بنفش، عروق شناخته شده ی اضافی، رنگ سفید، عروق شناخته شده ی صحیح، رنگ زرد، عروق شناخته نشده می باشد.



شکل ۴-۱۵: نتیجه ی نهایی از استخراج عروق در ۳ قالب متفاوت

فصل پنجم

نتیجہ

## ۵ فصل پنجم

### ۵-۱ مقدمه

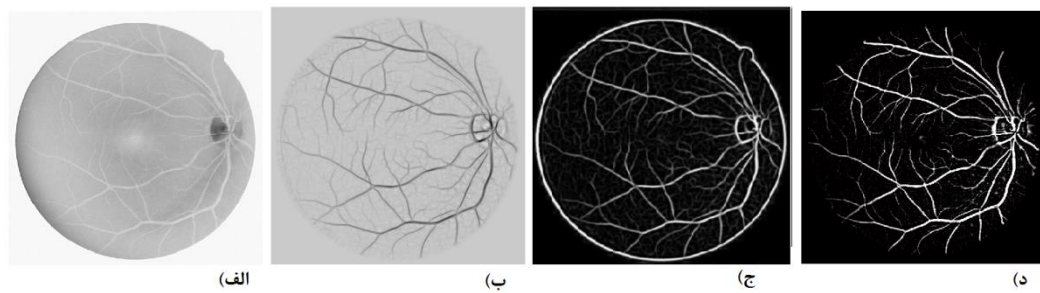
در این فصل نتایج بدست آمده در فصل قبل از دو منظر کیفی و کمی بررسی می شود. در حالت کیفی، از تصاویر استخراجی توسط برخی الگوریتم هایی که در گذشته پیشنهاد شده، استفاده شده است و اعداد و ارقامی که در بررسی کمی استفاده شده نیز از منابع در دسترس مرتبط با برخی روش ها است. مقایسه ای که در اکثر مقالات بدان اشاره شده، مقایسه ای بین داده های پایگاه داده ی DRIVE یا STARE و یا هردو می باشد. پایگاه استفاده شده در این تحقیق DRIVE می باشد که در فصل ۳ شرح داده شد. به همین دلیل مقایسه ی ما بین الگوریتم های پیشنهاد شده ای است که بر روی این پایگاه داده ارزیابی شده اند.

### ۵-۲ مقایسه ی کیفی

این تحقیق از نظر کیفی در دو بخش با چند نمونه از الگوریتم های پیشنهاد شده در گذشته مقایسه می شود. بخش اول بعد از بهبود کیفیت تصویر و استفاده از تبدیل NSCT است. در این قسمت از تحقیق روش پیشنهادی را از نظر کیفی با دیگر روش ها مقایسه می کنیم.

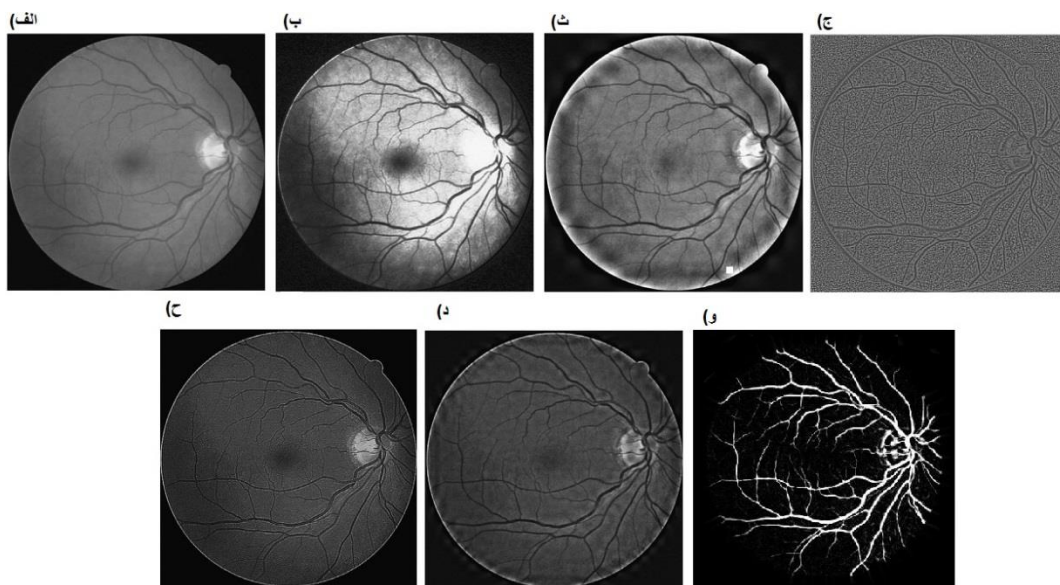
البته باید یادآوری کرد که الگوریتم های مطرح شده ای که تنها بر روی بهبود کیفیت تصویر و حذف نویز های موجود در این نوع تصاویر کار کرده اند نسبت به الگوریتم های مطرح شده پیرامون استخراج عروق بسیار اندک هستند و نتایج مطرح شده ی آنها هر کدام بر روی تصاویری جداگانه و متفاوت است و به سختی می توان چندین تصویر مشابه از چندین الگوریتم متفاوت را در بین مقالات استخراج کرد. در شکل ۵-۱ و ۵-۲ مقایسه ای بین چندین روش مطرح شده و روش پیشنهادی در دو تصویر متفاوت صورت گرفته است.





شکل ۵-۱: مقایسه‌ای بین روش پیشنهادی و سایر روش‌ها، (الف) تصویر اصلی، (ب) آشکار ساز خطی [۴۳]، (ج)

فیلتر گابور [۴۹]، (د) روش پیشنهادی



شکل ۵-۲: مقایسه‌ای بین روش پیشنهادی و چندین روش دیگر. (الف) تصویر اصلی، (ب) تعدیل هیستوگرام، (ث) تبدیل موجک، (ج) نرمال سازی محلی، (ح) ماسک غیر تیز خطی<sup>۱</sup> (LUM) [۱۲]، (د) تبدیل کانتورلت [۱۲]، (و) روش پیشنهادی.

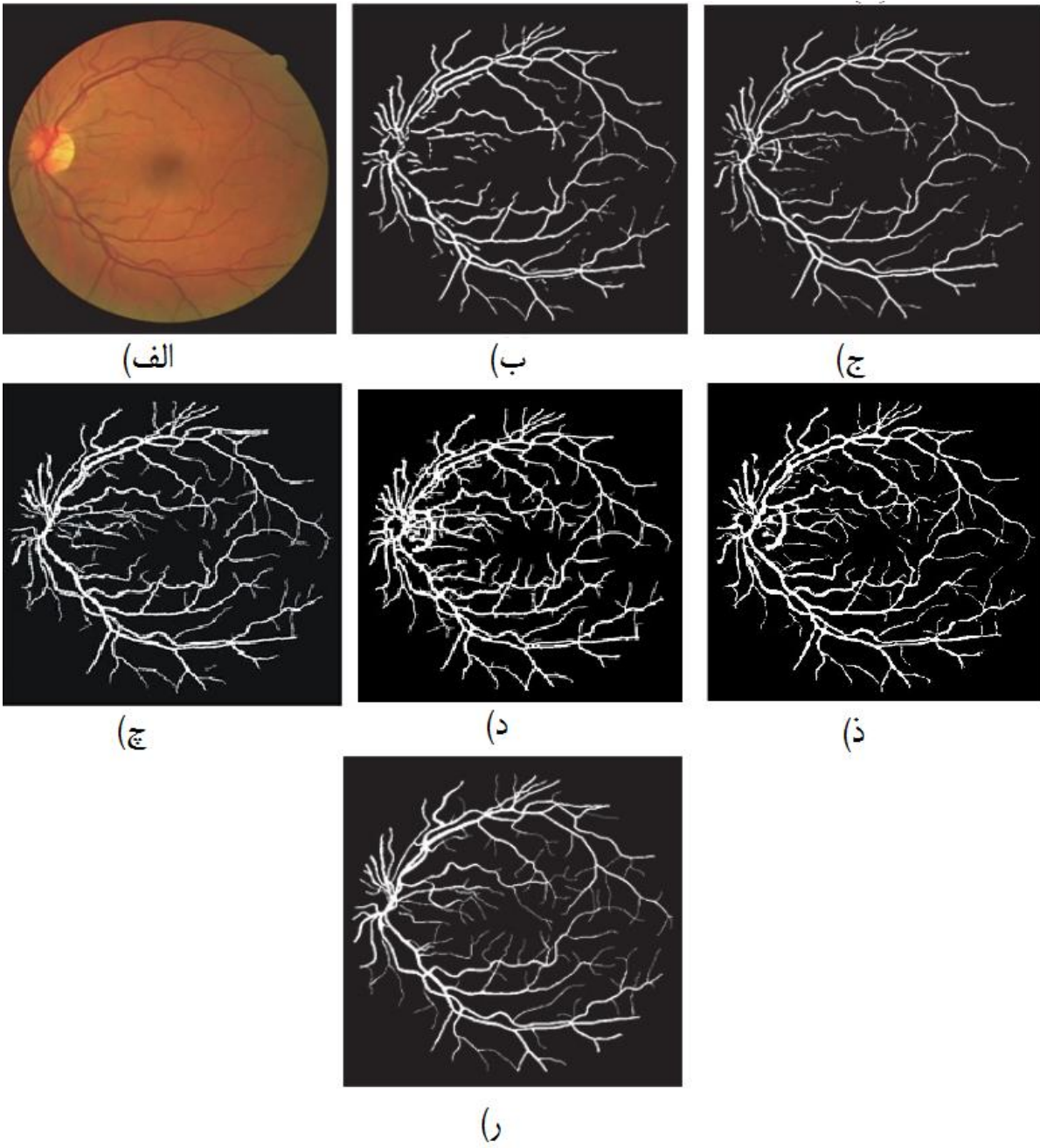
همانطور که در شکل مشاهده می شود عروق در روش پیشنهادی نسبت به دیگر روش‌ها از وضوح بیشتری برخوردار است. البته در همه ی روش‌های ذکر شده در شکل بالا، هر چه عروق باریک تر می شوند برجستگی آنها نیز کمتر می شود.

بخش دوم مقایسه ی کیفی، در ارتباط با نتایج نهایی استخراج عروق و بدست آوردن تصویری

<sup>1</sup> Linear Unsharp Masking

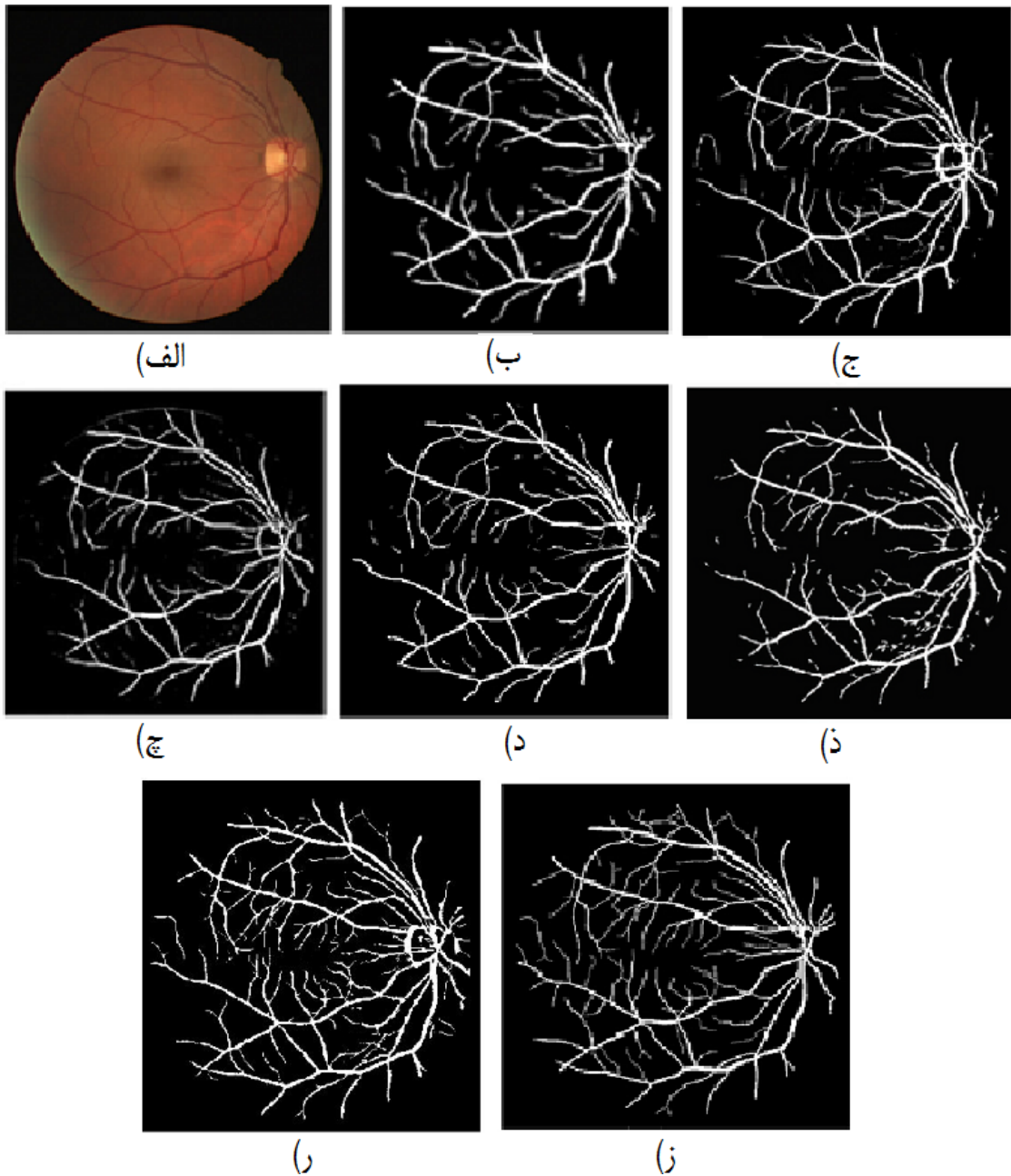
دودویی از عروق و پس زمینه است. در این زمینه تصاویر بسیاری وجود دارد و می توان مقایسه را روی روش های بیشتری مانور داد. در تصاویری که در ادامه آمده است می توانید برخی از آنها را ببینید.

شکل ۳-۵ مقایسه ی نتایج حاصل از چندین الگوریتم مختلف و همچنین الگوریتم پیشنهادی را بر روی تصویر شماره ی ۱ از داده ی آزمایشی DRIVE نشان می دهد.



شکل ۳-۵: مقایسه ی نتایج، الف) تصویر اصلی، ب) تبدیل کانتورلت [۵۰]، ج) موجک گابور [۴۸]، چ) روش پیشروی

سریع [۱۴]، د) صفحه بیتی شکل شناسی [۱۳]، ذ) الگوریتم پیشنهادی در این تحقیق، ر) تصویر GT



شکل ۴-۵: مقایسه ی چندین الگوریتم دیگر روی تصویر ۱۹، الف) تصویر اصلی، ب) روش نظارتی با ویژگی گشتاور

ثابت [۵۱]، ج) اپراتورهای خطی [۴۳]، چ) روش AdaBoost [۱۸]، د) تابع غیر میانی چند مقیاسه [۵۲]، ذ) محلی

سازی [۵۳]، ر) الگوریتم پیشنهادی، ز) تصویر GT

همانطور که در تصاویر بالا مشاهده می شود، نتایج استخراجی نسبت به دیگر نتایج به تصویر

استخراجی توسط متخصصان نزدیکتر است و رگ های باریک تشخیص داده شده در روش پیشنهادی

نسبت به سایر روش ها بیشتر است.

## ۵-۳ مقایسه کمی

در این بخش نتایج الگوریتم پیشنهادی با دیگر نتایج از منظر اعداد و ارقام مقایسه می شود. توابع متنوعی برای محاسبه ی نتایج وجود دارد که هر کدام به یک ویژگی از نتایج اشاره دارند. این توابع از تعاریف یا معیارهایی استفاده می کنند که در اغلب آنها مشترک است. این معیارها در جدول ۵-۱ آمده است و با توجه به آن توابعی که در ادامه آمده است را می توان شرح داد.

علامت اختصاری	توضیحات
TP	تعداد پیکسل های رگ که به درستی تشخیص داده شده اند.
FP	تعداد پیکسل های رگ که به درستی تشخیص داده نشده اند.
TN	تعداد پیکسل های غیر رگ که به درستی تشخیص داده شده اند.
FN	تعداد پیکسل های غیر رگ که به اشتباه رگ تشخیص داده شده اند.

جدول ۵-۱: توضیح برخی اختصار های استفاده شده در توابع

توابع ارزیابی نتایج عبارتند از:

(الف) (TPR)

معیار حساسیت بیان کننده ی میزان رگ هایی است که به درستی شناسایی شده اند. رابطه ی این تابع به فرم زیر است.

$$TPR = \frac{TP}{P} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (1-5)$$

که در آن P تعداد کل پیکسل هایی رگ در تصویر GT است.

(ب) (FPR)

در واقع میزان رگ هایی است که به اشتباه رگ شناخته شده اند و از تقسیم تعداد پیکسل هایی که به اشتباه جزء پیکسل های رگ کلاسه بندی شده اند بر تعداد کل پیکسل های غیر

رگ موجود در تصویر بدست می آید.

$$FPR = \frac{FN}{N} = \frac{FN}{FN + TN} \quad (2-5)$$

ج) معیار صحت (ACC)

معیار صحت بصورت نسبت تعداد کل پیکسل هایی که به درستی کلاسه بندی شده اند به تعداد کل پیکسل های موجود در تصویر تعریف می شود.

$$ACC = \frac{TP + TN}{P + N} = \frac{TP + TN}{TP + FN + FP + TN} \quad (3-5)$$

در جداول زیر این معیار ها با چندین الگوریتم دیگر مقایسه شده است.

در جدول ۱-۵ این معیار ها برای همه ی تصاویر موجود در پایگاه داده ی DRIVE بررسی شده و نتایج هرکدام در جدولی قرار داده شده است.

توابع ارزیابی	ACC	TPR	FPR
شماره تصویر			
۱	۰.۹۵۰۵	۰.۷۵۲۷	۰.۰۱۹۸
۲	۰.۹۴۲۱	۰.۷۰۱۳	۰.۰۱۵۵
۳	۰.۹۱۸۵	۰.۶۸۷۷	۰.۰۴۲۳
۴	۰.۹۳۶۷	۰.۵۶۶۸	۰.۰۰۵۸
۵	۰.۹۴۱۱	۰.۶۳۵۶	۰.۰۱۰۵
۶	۰.۹۳۴۹	۰.۶۴۸۰	۰.۰۱۷۶
۷	۰.۹۲۷۹	۰.۶۳۳۷	۰.۰۲۶۹
۸	۰.۹۲۲۸	۰.۵۵۷۶	۰.۰۲۴۸

۹	۰.۹۴۶۵	۰.۶۶۰۹	۰.۰۱۵۱
۱۰	۰.۹۴۴۷	۰.۷۰۵۲	۰.۰۲۲۵
۱۱	۰.۹۳۴۸	۰.۶۱۸۶	۰.۰۱۷۶
۱۲	۰.۹۳۹۸	۰.۷۲۳۸	۰.۰۲۹۰
۱۳	۰.۹۳۴۳	۰.۶۷۲۰	۰.۰۲۲۰
۱۴	۰.۹۳۶۹	۰.۷۵۱۲	۰.۰۳۸۳
۱۵	۰.۹۴۴۷	۰.۷۲۵۵	۰.۰۲۹۷
۱۶	۰.۹۴۵۹	۰.۷۱۴۶	۰.۰۱۹۰
۱۷	۰.۹۴۱۸	۰.۶۶۸۴	۰.۰۱۹۸
۱۸	۰.۹۴۵۰	۰.۶۹۸۱	۰.۰۲۲۷
۱۹	۰.۹۶۲۴	۰.۸۳۵۴	۰.۰۲۰۴
۲۰	۰.۹۴۹۵	۰.۶۷۳۶	۰.۰۱۷۲
میانگین	۰.۹۴۰۱	۰.۶۸۱۵	۰.۰۲۱۸

جدول ۵-۲: نتایج حاصل از تمامی تصاویر

در جدول بعدی مقایسه ای بین چندین الگوریتم در برخی توابع ارزیابی صورت گرفته است.

	ACC	TPR	FPR
Staal et al. [54]	۰.۹۴۴۲	۰.۷۱۹۴	۰.۰۲۲۷
Vlachos and Dermatas [55]	۰.۹۲۸۵	۰.۷۴۶۸	۰.۰۴۵
Zhang et al. [24]	۰.۹۳۸۲	۰.۷۱۲۰	۰.۰۲۷۶

MPMF without postprocessing[32]	۰.۹۳۴۳	۰.۷۱۵۴	۰.۰۲۸۴
Martinez-Perez [30]	۰.۹۳۳۱	۰.۷۲۴۶	۰.۰۳۴۵
الگوریتم پیشنهادی	۰.۹۴۰۱	۰.۶۸۱۵	۰.۰۲۱۸

جدول ۳-۵: مقایسه ی الگوریتم پیشنهادی با چند الگوریتم دیگر

همانطور که در جدول ۳-۵ دیده می شود، نتایج بدست آمده دارای کمترین نویز نسبت به دیگر تصاویر هستند. البته بیشتر این نویزها در ناحیه ی دیسک نوری است و با حذف این نویزها می توان نتایجی با درصد تشخیص بالاتری بدست آورد.

از مزایای این روش تشخیص بسیار بالای شاخه های رگ نسبت به سایر روشهاست، درحالی که عرض آنها کمتر از عرض واقعی تخمین زده شده است و در بعضی نقاط تنها خطوط مرکزی رگ وجود دارد.



# فصل هشتم

## نتیجہ گیری و پیشہ و کار آئی

## ۶ فصل ششم

### ۶-۱ مقدمه

در ابتدا کارهای انجام شده در این تحقیق بررسی می‌شود و سپس پیشنهادهایی برای کارهای آینده مطرح می‌گردد.

### ۶-۲ نتیجه‌گیری

این تحقیق با هدف جداسازی رگ‌های شبکیه چشم (در صورت بیماری فرد، استخراج علامت‌ها و عوارض ناشی از بیماری در شبکیه چشم فرد) صورت گرفت. کاربرد این تحقیق در پیشگیری از روند برخی بیماری‌ها از جمله دیابت و فشارخون و ... از طریق استخراج عروق چشم در فواصل زمانی مشخص و بازبینی اطلاعات و بررسی میزان پیشرفت بیماری است.

در فصل اول مقدمه‌ای جهت آشنایی بیشتر با موضوع و هدف از انجام این تحقیق و مشکلات موجود در این زمینه بیان شد.

در فصل دوم این تحقیق مروری بر روش‌های مطرح شده برای استخراج عروق از تصاویر شبکیه چشم صورت گرفت و یک دسته‌بندی جدید برای این روش‌ها مطرح شد. در این دسته‌بندی کلیه تحقیقات انجام شده در این حوزه در ۳ گروه اصلی: پژوهش‌های انجام شده جهت ارتقاء کیفیت تصویر، پژوهش‌های انجام گرفته جهت استخراج عروق و دسته‌بندی آخر پژوهش‌هایی است که مکمل این دو گروه می‌باشد (از جمله آنها می‌توان به ارائه‌ی توابع مختلف جهت ارزیابی نتایج، ارائه‌ی الگوریتم‌های پس‌پردازش جهت ارتقاء نتایج استخراج شده اشاره کرد.)، دسته‌بندی شده است. همچنین به منظور مقایسه بین روش‌های مطرح شده یک ارزیابی کلی روی تمامی روش‌ها صورت گرفت.

به منظور کیفیت بهتر تصاویر شبکه چشم و ارائه ی راهکاری جدید برای استخراج عروق، الگوریتمی برمبنای تبدیل کانتورلت و روش آشکار ساز خط پیشنهاد شد.

در این روش جداسازی عروق طی دو مرحله ی اساسی صورت گرفت. در مرحله ی اول تصویر اولیه که بسیار نویزی است و روشنایی غیر یکنواختی دارد توسط تبدیل کانتورلت غیر زیر نمونه بردار و آستانه های بدست آمده از الگوریتم حرکت پرندهگان به کیفیت مطلوب رسید.

قابل ذکر است که بدست آوردن این ضرایب بسیار زمان بر می باشد چرا که تبدیل کانتورلت خود نسبت به دیگر تبدیل ها از پیچیدگی محاسباتی بالایی برخوردار است و انجام این کار برای تعداد زیادی از تصاویر و یا تکرار های بسیار زیاد، ما را با مشکل زمان روبرو می کرد. به همین علت ما از ۶ تصویر استفاده کردیم که زمان صرف شده برای بدست آوردن ضرایب تقریبا ۱۴ روز به طور انجامید. جهت اطمینان از صحت ضرایب بدست آمده این کار دو بار انجام شد که جمعا ۲۸ روز وقت صرف شد. با اعمال این آستانه ها بر روی ضرایب کانتورلت ماسک هایی دودویی متشکل از رگ و پس زمینه بدست آمد، این ماسک ها رگ ها را نسبت به پس زمینه ۱۰ برابر تقویت می کند که این امر باعث بالا رفتن اختلاف شدت فروزندگی رگ ها نسبت به پس زمینه شد.

در این مرحله از کار موفق به ایجاد حذف نویز موجود در تصویر و ایجاد تصویری با کیفیت مطلوب شدیم.

در مرحله ی دوم با استفاده از روش آشکار ساز خطی اطلاعاتی از پیکسل ها و همسایگی آنها استخراج شد، با بررسی این اطلاعات ۴ ویژگی اساسی که بین رگ و پس زمینه تمایز محسوس ایجاد می کند استخراج و به شبکه عصبی داده شد. بعد از بررسی توسط شبکه ی عصبی عروق شبکه استخراج شدند.

به منظور بهبود نتایج دو فرآیند پس پردازش شامل: اتصال عروق شکسته و حذف برخی نویز ها بر

روی تصویر اعمال شد.

نتایج حاصل از جهت نمایش عروق باریک و نزدیکی به تصاویر GT دارای برتری نسبت به روش های پیشین است. در این روش هدف ما بیشتر استخراج عروق باریک بوده است؛ چراکه علائم بسیاری از بیماری ها در مراحل اولیه بر روی این عروق می باشد.

از مشکلاتی که در این زمینه وجود دارد، تفاوت در نوع شکل بین عروق و علائم بیماری است. در برخی بیماری ها علائم در قالب لکه های خونی وجود دارد که بصورت دایره یا بیضی یا اشکال نامنظم است و این درحالیست که عروق به شکل خط در کنار این علائم حضور دارند. بنابراین جهت استخراج هردو (عروق و علائم بیماری) نمی توان یک شکل یا قالب خاص را در نظر گرفت.

از اساسی ترین مشکلات در این حوزه، اختلاف شدت فروزندگی پایین بین رگ و پس زمینه کرده است که بر روی نتایج تمامی تحقیقات تاثیر گذار بوده است.

## ۶-۳ پیشنهاد برای کارهای آتی

به علت پایین بودن کیفیت تصاویر بدست آمده توسط دوربین های فوندوس، می توان روشی به کار برد که این تصاویر با کنتراست بالا تری حاصل شوند.

در این زمینه پیشنهاد می شود که از هر چشم که تصویر شبکه ی آن قرار است توسط دوربین های فوندوس گرفته شوند، چندین تصویر به صورت پشت سر هم و با اختلاف مکانی چند پیکسل گرفته شود. با انجام این کار ما چندین تصویر از یک شبکه ی چشم خواهیم داشت که با فرآیند های بهبود کیفیت تصویر یا چند وضوحی<sup>۱</sup> می توان تعداد پیکسل های تصویر را بالا برد و از ماتی تصویر بین رگ و پس زمینه کاست. در نتیجه تصویری با کیفیت بالا تری خواهیم داشت. این پیشنهاد می تواند به عنوان یک پیش پردازش برای تصاویر شبکه چشم تلقی شود.

<sup>1</sup> Multi Resolution

تبدیل کانتورلت بدلیل قابلیت های بالایی که دارد توانایی بسیاری در استخراج لبه ها و برجستگی های تصاویر را دارا می باشد، با بررسی بیشتر می توان اطلاعاتی را در رابطه با رگ ها و پس زمینه از ضرایب حاصل از این تبدیل استخراج کرده و به طور مستقیم با استفاده از شبکه عصبی، عروق را استخراج کرد. به عبارت دیگر خود ضرایب کانتورلت نیز می تواند به عنوان ماتریس ویژگی در نظر گرفته شود.

همچنین با اعمال پس پردازش های بیشتر می توان درصد نتایج استخراجی را بالاتر برد. منظور از این پس پردازش ها استفاده از توابع حذف نویز یا استفاده از توپوگرافی برای استخراج عروق باریک تشخیص داده نشده و یا روش آشکار ساز خطی در چند مقیاس به شیوه ای که در [۱] آمده است، می باشد. از موارد دیگر پس پردازش می توان به حذف کردن نویز های ناشی از دیسک نوری که تاثیر بسزایی در نتایج کمی دارند اشاره کرد. با حذف این نویز ها می توان نتایج کمی را ارتقاء چشمگیری داد.

در بخش اتصال عروق شکسته در روش پیش نهادی، بعد از اتصال ما از تصویر دودویی عروق که در مرحله ی قبل بدست آمده بود استفاده کرده ایم، برای بدست آوردن نتایج بهتر می توان تخمین عرض رگ در همین بخش یعنی بعد از اتصال عروق شکسته که تنها خطوط مرکزی عروق در دسترس هستند انجام داد.

## Abstract

The thesis aims to propose an efficient algorithm for segmentation of blood vessel in colored retinal fundus image. We have used an algorithm contains three main stages. Preprocessing is the first stage which is divided into two steps itself. Obtain threshold via Contourlet Transform and PSO algorithm, modification of Contourlet coefficients and enhance image are these two steps. The second stage is extracting the vessels. In order to extract vessels we have used use a line detector at eight scales and twelve directions to extract proper features for detecting vessels. Last stage is postprocessing to improve the quality of extracted vessels. At this stage removes some noise and broken blood vessels are connected to the Vessel tree. The broken vessels are linked using a grouping strategy. The proposed method is evaluated and compared with several recent methods using images from the DRIVE database

Keywords-component:

Retinal images; Vessel segmentation; Contourlet transform; Line detection; Enhance image

- [1] Nguyen, Uyen TV, et al, "An effective retinal blood vessel segmentation method using multi-scale line detection", Pattern recognition, Vol. 46, No. 3, pp. 703-715, 2013.
- [2] Elsner, Ann E., et al, "Reflectometry with a scanning laser ophthalmoscope" Applied Optics, Vol. 31, No. 19, pp 3697-3710, 1992.
- [3] Bird, AC, et al, "An international classification and grading system for age-related maculopathy and age-related macular degeneration," The International ARM Epidemiological Study Group. Survey Ophthal, Vol. 39, No. 5, pp. 367-374, 1995.
- [4] Otsu, N., "A threshold selection method from gray-level histograms," IEEE Trans Systems Man Cybernetics, Vol. 9, No. 1, pp. 62- 66, 1979.
- [5] Elsner, AE, Weiter, JJ, Jalkh, AE, "New Devices for Retinal Imaging and Functional Evaluation," Practical Atlas of Retinal Disease and Therapy, New York: Raven Press, pp. 19-35, 1993.
- [6] Coates, Colin G., et al, "Optimizing low-light microscopy with back-illuminated electron multiplying charge-coupled device: enhanced sensitivity, speed, and resolution", Journal of biomedical optics, Vol. 9, No. 6, pp. 1244-1252, 2004.
- [7] H., Leung, J.J., Wang, E., Rochtchina, T.Y., Wong, R., Klein, P., Mitchell, "Impact of current and past blood pressure on retinal arteriolar diameter in older population," Journal of Hypertension, Vol. 22, No. 8, pp. 1543–1549, 2004.
- [8] Lowell, J., et al, "Optic nerve head segmentation," Medical Imaging, IEEE Transactions, Vol. 23, No. 2, pp. 256-264, 2004.
- [9] Dua, S., Kandiraju, N., Thompson, H.W., "Design and implementation of a unique blood-vessel detection algorithm towards early diagnosis of diabetic retinopathy", Information Technology: Coding and Computing, Vol. 1, No. 1, pp. 26-31, 2005.
- [10] Mohd Zulfaezal Che Azemin, et al, "Age-related rarefaction in the fractal dimension of retinal vessel," Neurobiology of Aging, Vol.33, No.1, pp.194.e1–194.e4, January 2012.

[۱۱] جعفریانی. هادی ، ابریشمی مقدم. حمید، معین. محمدشهرام، " روشی جدید برای بررسی

هویت افراد بر اساس تصویر شبکی، "یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، صفحه.

۱۳۸۲، ۲۷۳-۲۷۸

- [12] Peng, Feng, et al, "*Enhancing retinal image by the Contourlet transform*", Pattern Recognition Letters, Vol. 28, No. 4, pp. 516–522, 2007.
- [13] M. M Fraz, A. Basit, S. A. Barman, "*Application of Morphological Bit Planes in Retinal Blood Vessel Extraction*," Journal of Digital Imaging, Vol. 26, No. 2, pp. 274-286, 2013.
- [14] Liu, Chao, Huihai Lu, Jiwu Zhang, "*Using Fast Marching in Automatic Segmentation of Retinal Blood Vessels*", Springer Berlin Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg, pp.233-236, 2008.
- [15] Yue, Huang, Jun, Zhang, Yunying, Huang, "*An automated computational framework for retinal vascular network labeling and branching order analysis*", Microvascular Research, Vol. 84, No. 2, pp. 169–177, 2012.
- [16] Bas.E, Erdogmus.D, Kalpathy-Cramer.J, "*Principal Curved Based Retinal Vessel Segmentation towards Diagnosis of Retinal Diseases*", Healthcare Informatics, Imaging and Systems Biology (HISB), pp. 331 – 337, 2011.
- [17] J., Jan, J., Odstrcilik1, J., Gazarek, R., Kolar, "*Retinal image analysis aimed at blood vessel tree segmentation and early detection of neural-layer deterioration*," Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 36, No. 6, pp. 431–441, 2012.
- [18] Chien-Cheng, Lee, et al, "*Enhancement of blood vessels in retinal imaging using the nonsubsampling contourlet transform*," Multidimensional Systems and Signal Processing, Vol. 23, No. 4, pp. 423-436, 2012.
- [19] Do, M.N and M. Vetterli, "*The contourlet transform: an efficient directional multiresolution image representation*," IEEE Transactions Image Processing, Vol. 14, No. 12, pp. 2091-2106, 2005.
- [20] Hoover.A.D, Kouznetsova.V, Goldbaum.M, "*Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response*," Medical Imaging, IEEE Transactions on, Vol. 19, No. 3, pp. 203 – 210, 2000.
- [21] P. Salembier, "*Comparison of some morphological segmentation algorithms based on contrast enhancement—Application to automatic defect detection*," in Signal Process, Elsevier, pp. 833–836, 1990.



[۲۲] شهنازی نیا، مجید، پهلوان زاده، مریم، وفا دوست، منصور، "بازشناسی هویت از طریق شبکه

ی چشم با استفاده از تبدیل ویولت"، چهارمین کنفرانس ماشین بینایی و پردازش تصویر

ایران، ۱۳۸۵

- [23] Gang, L., Chutatape, O., Krishnan, S.M, "*Detection and Measurement of Retinal Vessels in Fundus Images Using Amplitude Modified Second-Order Gaussian Filter*", Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, Vol. 49, No. 2, pp.168 – 172, 2002.
- [24] Zhang, Q., Couloigner, I., "*Accurate centerline detection and width estimation of thick lines using the radon transform*", IEEE Trans Image Process, Vol. 16, No. 2, PP. 310-316, 2007.
- [25] Gonzalez, R. C., and Woods, R. E., "*Digital Image Processing*," 2nd Ed, Prentice-Hall, Inc, 2002.
- [26] Gegundez-Arias, M.E, Aquino, A., Bravo, J.M, Marin, D., "*A Function for Quality Evaluation of Retinal Vessel Segmentations*", Medical Imaging IEEE Transactions, Vol. 31, No. 2, pp. 231 – 239, 2012.
- [27] N.M. Salem, A.K. Nandi, "Segmentation of Retinal Blood Vessels Using Scale-Space Features and K-Nearest Neighbour Classifier", Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol. 2, pp. II, 2006.
- [28] Yi, Yin, Mouloud, Adel, Salah, Bourennane, "*Retinal vessel segmentation using a probabilistic tracking method*", Pattern Recognition, Vol, 45, No, 4, pp, 1235–1244, 2012.
- [29] Wei.Liao, Stefan.Wörz, Karl Rohr, "*Vessel segmentation using an iterative fast marching approach with directional prior*," Conference, Medical Imaging, pp. 831426-831426, 2012.
- [30] Martinez-Perez, M.E, Highes, A.D, Stanton, A.V, Thorn, S.A, Chapman, N, Bharath, A.A, Parker, K.H, "*Retinal Vascular Tree Morphology: A Semi-Automatic Quantification*", Biomedical Engineering, Vol, 49, No, 8, pp, 912 – 917, 2002.
- [31] H. Hsiao, C. Liu, C. Yu, S.Kuo, S. Yu, "*A novel optic disc detection scheme on retinal images*", Expert Systems with Applications, Vol. 39, No. 12, pp. 10600-10606, 2012.

- [32] Qin.Li, You.J, Lei.Zhang, Zhang.D, Bhattacharya.P, "A New Approach to Automated Retinal Vessel Segmentation Using Multiscale Analysis," Pattern Recognition, Vol.4, pp.77 – 80, 2006.
- [33] X.Jiang, M.Lambers, H.Bunke, "Structural performance evaluation of curvilinear structure detection algorithms with application to retinal vessel segmentation", Pattern Recognition Letters, Vol. 33, No. 15, pp. 2048-2056, 2012.
- [34] Xu, X., Niemeijer, et al, "Vessel boundary delineation on fundus images using graph-based approach," IEEE Trans Med Imaging, pp.1184–1191, 2011.
- [35] Ramin Eslami and Hayder Radha, "Wavelet-based contourlet transform and its application to image coding," Image Processing, Vol. 5, pp. 3189 – 3192, 2004.
- [36] Riazifar, Negar, and Mehran Yazdi. "Effectiveness of Contourlet vs wavelet transform on medical image compression: a comparative study," World Academy of Science, Engineering and Technology, Vol. 49, pp. 837-842, 2009.
- [37] Do, M.N, Vetterli, M, "The finite ridgelet transform for image representation," Image Processing, Vol. 12, No. 1, pp. 16 – 28, 2003.
- [38] J.-L. Starck, E. J. Candes, D. L. Donoho, "The curvelet transform for image denoising," IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 11, No. 6, pp. 2091–2096, 2002.
- [39] R. H. Bamberg and M. J. T. Smith, "A filter bank for the directional decomposition of images: Theory and design," IEEE Trans. Signal Processing, Vol. 40, No.4, pp. 882–893, 1992.
- [40] N.M, Salem, A.K, Nandi, "Segmentation of Retinal Blood Vessels Using Scale-Space Features and K-Nearest Neighbour Classifier", IEEE International Conference on: Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol. 2, pp. II, 2006.
- [41] Hongxia, P., Qingfeng, M., Xiuye, W, "Research on Fault Diagnosis of Gearbox Based on Particle Swarm Optimization Algorithm", In Mechatronics, IEEE International Conference, pp. 32-37, 2006.
- [42] Carvalho, Marcio, and Teresa B. Ludermir. "An analysis of PSO hybrid algorithms for feed-forward neural networks training", Neural Networks, SBRN'06, Ninth Brazilian Symposium, IEEE, pp. 6-11 2006.
- [43] Ricci, E, Perfetti, R, "Retinal Blood Vessel Segmentation Using Line Operators and Support Vector Classification", Medical Imaging, IEEE Transactions, Vol.

26, No. 10, pp. 1357-1365, 2007.

[۴۴] اروین کرویت سیگ، "ریاضیات مهندسی پیشرفته"، جلد دوم، ترجمه عدنانی، قلندرزاده،

نورعلی‌شاهی، چاپ هفتم، صفحات ۷۵ الی ۸۳ (فارسی)، ۱۹۹۸.

[45] Gilbert Strang, "*Introduction to Applied Mathematics*", Wellesley Cambridge Pr, chapter 4.2, 1986.

[46] Gonzalez, R. C., Woods, R. E., "*Digital Image Processing*", 2nd Ed, Prentice-Hall, Inc, 2002.

[۴۷] خرقانیان. رضا، پایان نامه ی ارشد، "جداسازی عروق در تصاویر شبکیه چشم به کمک فیلتر

های جهت دار"، دانشکده ی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی شاهرود، ۲۰۱۰.

[48] Soares, Joao VB, et al. "*Retinal vessel segmentation using the 2-D Gabor wavelet and supervised classification*," Medical Imaging, IEEE Transactions, Vol. 25, No. 9, pp. 1214-1222, 2006.

[49] Kaur, J., Sinha, H. P, "*Automated Detection of Retinal Blood Vessels in Diabetic Retinopathy Using Gabor Filter*", IJCSNS, Vol. 12, No. 4, pp. 109-116, 2012.

[50] Ghadiri, F., Zabihi, S. M., Pourreza, H. R., Banaee, T. "*A novel method for vessel detection using Contourlet Transform*," In Communications (NCC), National Conference, pp.1-5, 2012.

[51] . Mari ´n, A. Aquino, M.E. Gegu ´ndez-Arias, J.M. Bravo, "*A new supervised method for blood vessel segmentation in retinal images by using gray-level and moment invariants-based features*," IEEE Trans. Med. Imag, Vol.30, No.1, pp. 146–158, 2011.

[52] Moghimirad, Elahe, Seyed Hamid Rezatofghi, Hamid Soltanian-Zadeh, "*Retinal vessel segmentation using a multi-scale medialness function*," Computers in biology and medicine, Vol.42, No.1, pp.50-60, 2012.

[53] Balasubramanian, S., et al. "*Automatic Localization and Segmentation of Blood Vessels, Optic Disc, and Macula in Digital Fundus Images*." Advances in Communication Systems and Electrical Engineering. Springer US, pp. 543-564, 2008.

[54] Staal, J. J., Abràmoff, M. D., Niemeijer, M., Viergever, M. A., & van Ginneken, B, "*Ridge based vessel segmentation in color images of the retinal*", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 23, No. 4, pp. 501–509, 2004.

[55] Vlachos, M., & Dermatas, E, "*Multi-scale retinal vessel segmentation using line*

*tracking*", Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 34, No. 3, pp. 213–227, 2010.

## پیوست الف\_ واژه نامه انگلیسی به فارسی

Central reflex.....	انعکاس مرکزی.....
Contourlet transform.....	تبدیل کانتورلت.....
Contrast.....	ختلاف شدت فروزندگی.....
Directional Filter Banks.....	فیلتر بانک جهتی.....
Downsampling .....	نمونه برداری کاهشی.....
Enhancing image.....	بهبود کیفیت تصویر.....
Fast marching methods.....	روش پیشروی سریع.....
Foveav.....	فرورفتگی.....
Gradient orientation analysis.....	تحلیل جهت گیری گرادیان.....
Cognitive.....	شناختی.....
K nearest Neighbour.....	نزدیکترین K همسایه.....
Line detection .....	تشخیص خط.....
Linear Unsharp Masking.....	ماسک غیر تیز خطی.....
Matched filter.....	فیلتر همسان ساز.....
Mathematical morphological Transforms.....	تبدیل شکل شناسی ریاضی.....
Multi resolution.. ..	چند مقیاسی.....
Neovascularizatio .....	نئوواسکولاریزاسیون.....
Non-sampled Contourlet Transform.....	تبدیل کانتورلت غیر زیر نمونه بردار.....
Optic disc.....	دیسک نوری.....
Particle Swarm Optimization .....	الگوریتم بهینه سازی حرکت پرندگان.....

Seed points .....	نقطه ی بنیادی
Snakes model.....	مدل مارها
Topography.....	برجسته نگاری
Vessel detection.....	تشخیص عروق
Wavelet transforms.....	تبدیل موجک



**Shahrood University**

**Faculty of Electrical and Robotic Engineering**

**Dissertation Submitted in Partial  
Fulfillment of The Requirements For The  
Degree of Master of Science in  
Electronic, Digital**

## **Title of thesis**

**Retinal Vessel Segmentation Using  
Contourlet Transform and Line Operators**

**Supervisor**

**Alireza Ahmadifard**

**by**

**Razie Masoomi**

**2014**