

# آشکارسازی عروق کرونری قلب در تصاویر آنژیوگرافی با استفاده از الگوریتم دسته‌بندی میانگین‌های فازی

لیلا کیانی<sup>۱</sup>، محمدرضا احمدزاده<sup>۲</sup>، محمود دادخواه<sup>۳</sup>

۱- کارشناس ارشد مهندسی برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف‌آباد، leila\_kiani@yahoo.com

۲- استادیار، دانشگاه صنعتی اصفهان، ahmadzadeh@cc.iut.ac.ir

۳- کارشناس مهندسی برق، شرکت مخابرات استان اصفهان، md14150d@yahoo.com

## چکیده

یکی از روش‌های شناسایی و اندازه‌گیری گرفتگی‌های موجود در عروق کرونری، آنژیوگرافی به‌وسیله اشعه X است. به‌دلیل عواملی مانند تابش اشعه ایکس با تراکم پایین و وجود تصویر بافت بدن و قفسه سینه در این تصاویر، جداسازی عروق و مشخص کردن مرز آن همیشه یکی از مهم‌ترین مسائل پزشکان می‌باشد. ابتدا پیش‌پردازش‌هایی برای حذف پس‌زمینه و نویز موجود در تصاویر انجام می‌شود. همچنین به‌علت استفاده از روش‌های جداسازی برپای غلظت، تصاویر را با استفاده از مجموعه‌ای از فیلترهای تطبیقی گوسی ارتقا می‌دهیم. الگوریتم پیشنهادی برای آشکارسازی عروق مبتنی بر الگوریتم دسته‌بندی میانگین‌های فازی (FCM) و دسته‌بندی پیکسل‌های مجاور است. در این مقاله روشی پیشنهاد می‌گردد که بتوان با دقت مناسبی عروق کرونری را در تصاویر آنژیوگرافی آشکار نمود. با استفاده از نتایج این مقاله، می‌توان عرض عروق و سرعت تقریبی جریان خون را بدست آورد.

## واژه‌های کلیدی

آنژیوگرافی، تبدیل فوریه، تبدیل موجک گسسته، فیلتر تطبیقی، دسته‌بندی میانگین‌های فازی.

## ۱- مقدمه

جدا شده، نمودار عرض عروق اصلی کرونری را ترسیم و تغییرات آن را در نقاط مختلف مشاهده کرد. در هر تصویر پزشکی، اطلاعات خاصی مورد توجه پزشکان است. به‌عنوان مثال در تصاویر بافت‌های سرطانی، تصویر توده‌ای و در تصاویر آنژیوگرافی کرونری، تصویر عروق (رگ‌هایی با عرض ۲ تا ۱۰ پیکسل) دارای اهمیت هستند. لذا برای جداسازی هر تصویر پزشکی باید از روش خاصی استفاده شود. برای جداسازی عروق کرونری با مشکلاتی مانند حرکت عروق در اثر تنفس و ضربان قلب، روی هم افتادگی عروق، وجود اجزای اضافه بافت و قفسه سینه در تصاویر

آنژیوگرافی کرونری یکی از روش‌های متداول شناسایی گرفتگی‌های عروق کرونری است. پزشک متخصص با بررسی تصاویر آنژیوگرافی می‌تواند به محل و شدت گرفتگی‌های موجود در عروق کرونری پی ببرد. متخصص آنژیو با استفاده از چشم و تجربه نقاط مشکوک به گرفتگی را تشخیص و سپس با استفاده از خط‌کش آنژیو عرض گرفتگی موجود در محل مورد نظر را اندازه می‌گیرد، به‌دلیل مکانیزه نبودن این اندازه‌گیری‌ها و دخالت اپراتور، این محاسبات عاری از خطا نمی‌باشد. در صورتی که در روش مکانیزه‌ی جداسازی عروق کرونری می‌توان پس از اعمال تکنیک‌های اضافی روی تصاویر

نزدیک مولفه‌ی DC تصاویر را مطابق اشیاء با حرکت کند تصویر در نظر گرفت [۹]. فرم اولیه تصاویر به صورت  $f_0(x, y, t)$  فرض می‌شود که در آن  $t = 0, 1, \dots, T-1$  و شماره فریم فیلم آنژیوگرافی است. بر روی این تصویر تبدیل فوریه‌ی گسسته به صورت رابطه (۱) اعمال می‌شود.

$$F_0(x, y, k) = \sum_{t=0}^{T-1} f_0(x, y, t) e^{-j2\pi kt/T} \quad (1)$$

$$0 \leq k \leq T-1$$

برای حذف فرکانس‌های پایین این تصاویر از فیلتر پایین‌گذر  $H(x, y, k) = 1 - e^{-\beta t}$  استفاده می‌شود که در آن پارامتر  $\beta$  ثابت و مقدار حذف پس‌زمینه را می‌توان با آن کنترل کرد. اگر مقدار  $\beta$  خیلی بزرگ انتخاب شود فقط پس‌زمینه ثابت حذف می‌شود، لذا مناسب‌ترین مقدار برای  $\beta$  مقادیر بین ۸ تا ۱۰ بوده که در اینجا مقدار ۹ در نظر گرفته شده است.

$$\bar{F}(x, y, k) = F(x, y, k)(1 - e^{-\beta t})$$

$$0 \leq k \leq T-1, t = \begin{cases} k & \text{when } k < \frac{T}{2} \\ T-k & \text{when } k \geq \frac{T}{2} \end{cases} \quad (2)$$

پس از عبور از فیلتر پایین‌گذر رابطه (۲) از رابطه عکس تبدیل فوریه گسسته رابطه (۳) استفاده و تصویر جدید  $f_1$  بدست می‌آید [۷].

$$f_1(x, y, t) = \sum_{k=0}^{T-1} \bar{F}_0(x, y, k) e^{j2\pi kt/T} \quad (3)$$

$$0 \leq t \leq T-1$$

## ۲-۲- حذف نویز

تصویر بدست آمده از مرحله حذف پس‌زمینه دارای نویز بوده که این نویز بوسیله‌ی تبدیل فوریه که در دامنه فرکانسی خاصی کار می‌کند قابل جداسازی نیست. لذا از تبدیل موجک گسسته استفاده می‌شود. اگر فرض کنیم  $L(\omega)$  و  $H(\omega)$  به ترتیب نشان دهنده‌ی فیلترهای پائین‌گذر و بالاگذر باشد، عمود بودن این دو تابع را به صورت رابطه (۴) می‌توان نمایش داد.

$$|L(\omega)|^2 + |H(\omega)|^2 = 1 \quad (4)$$

تبدیل موجک از دو فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر عمود بر هم تشکیل شده است که هر جفت از این فیلترها تابع ورودی را به دو قسمت فرکانس بالا و فرکانس پایین و با توجه به تعداد لایه‌های مورد نیاز تبدیل موجک تجزیه می‌کند. در حالت یک بعدی، سیگنال

مواجه هستیم. مشکلات ذکر شده باعث پیچیدگی و سختی جداسازی عروق در تصاویر آنژیوگرافی می‌شود. برای جداسازی تصاویر فوق‌روش‌های مختلفی ارائه شده است که می‌توان به روش آستانه‌گذاری اجزای متصل [۱]، روش مبتنی بر شبکه‌های عصبی [۲]، روش آستانه‌گذاری آنژیوگرافی [۳]، روش‌های مبتنی بر فیلترها و کانتورهای عروق [۴-۶] اشاره کرد. در این مقاله روشی پیشنهاد می‌گردد که با استفاده از ویژگی‌های استخراج شده از تصاویر و با بکارگیری الگوریتم دسته‌بندی میانگین‌های فازی<sup>۱</sup> عروق کرونری آشکار می‌شود.

در بخش ۲ مراحل مختلف پیش پردازش شامل حذف پس‌زمینه با استفاده از تبدیل فوریه زمانی، کاهش نویز با استفاده از تبدیل موجک گسسته‌ی دوبعدی<sup>۲</sup>، ارتقاء تصویر هرکدام از فریم‌ها با استفاده از فیلترهای تطبیقی دوبعدی<sup>۳</sup> بررسی می‌شود. روش پیشنهادی برای جداسازی عروق اصلی کرونری با استفاده از الگوریتم دسته‌بندی میانگین‌های فازی در بخش ۳ تشریح می‌شود. نتایج بدست آمده از بکارگیری روش‌های ارائه شده در بخش ۴ بیان می‌شود.

## ۲- پیش‌پردازش تصویر

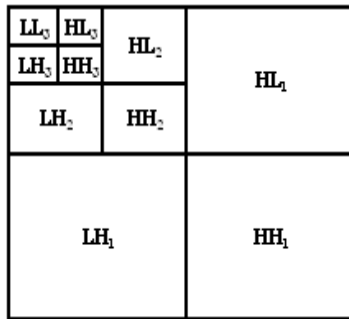
فیلیم آنژیوگرافی دارای فرمت تصاویر پزشکی<sup>۴</sup> DICOM است. تعداد فریم این فیلم‌ها که با نام Timi frame شناخته می‌شود، متفاوت بوده و توسط پزشک و با توجه به زمان محو شدن ماده حاجب و مقدار مجاز اشعه X و با تنظیم سرعت فیلم برداری تعیین می‌شود. این تصاویر صرفاً با نرم‌افزارهای خاص DICOM Reader قابل خواندن و نمایش است. با استفاده از مبدل‌های DICOM به AVI، فرمت تصاویر را به فرمت مورد استفاده در نرم‌افزار MATLAB تبدیل می‌شود. پردازش‌های بعدی ما روی هرکدام از فریم‌ها می‌باشد.

## ۲-۱- حذف پس‌زمینه

پس‌زمینه‌ی تصاویر آنژیوگرافی شامل پس‌زمینه‌ی ثابت و اشیاء با حرکت کند مانند ستون فقرات، ریه، قفسه‌سینه و قسمت‌های دیگر است. برای حذف پس‌زمینه این تصاویر از آنالیز فوریه زمانی استفاده می‌شود. با این روش تا حدود زیادی آرتیفکت‌های تصویر حذف و قسمت‌های مورد علاقه ما یعنی تصویر عروق کرونری تقویت می‌یابد.

تبدیل فوریه یک دنباله از تصاویر ممکن است یک قله در فرکانس صفر داشته باشد، لذا مولفه‌ی یک جریان مستقیم با بافت ثابت تصویر مرتبط است. علاوه بر این به دلیل تنفس می‌توان محدوده

به همین ترتیب در لایه دوم  $LL_1$  مجدد به چهار زیر تصویر ( $LL_2, LH_2, HL_2, HH_2$ ) تقسیم می‌شود. در حالت کلی در لایه  $j$ ام، تصویر بالائی سمت چپ ( $LL_{j-1}$ ) به چهار زیر تصویر تجزیه می‌شود شکل (۲).



شکل ۲- تبدیل موجک گسسته سه‌لایه‌ای دوبعدی

نویز موجود در این تصاویر آنژیوگرافی پس از حذف پس‌زمینه به صورت دانه دانه ظاهر می‌شود. تبدیل موجک باعث تجزیه سیگنال نویز شده و می‌توان با انتخاب مناسب ضریب موجک به تصویر بدون نویز رسید. به عبارتی دیگر منطقه  $LL_3$  شامل کمترین نویز و سه منطقه  $LH_3, HL_3, HH_3$  دارای نویز بیشتری است.

در بعضی از مقیاس‌ها، ضرایب تبدیل موجک باعث تفکیک اطلاعات لبه‌ها می‌شود، لذا مقدار آستانه باید به‌طور مناسب انتخاب تا نویز تصویر بدون آسیب زدن به لبه‌های تصویر حذف شود. هر قسمت به‌جز  $LL_3$  دارای مقدار آستانه مختص به خود است، مقدار آستانه  $0.5\sigma$  انتخاب می‌شود که  $\sigma$ ، انحراف معیار استاندارد هر قسمت است [۹]. در پایان تبدیل موجک معکوس دوبعدی با مقدار آستانه انتخاب شده به تصویر اعمال و تصویر نهایی با استفاده از رابطه (۶) بدست می‌آید.

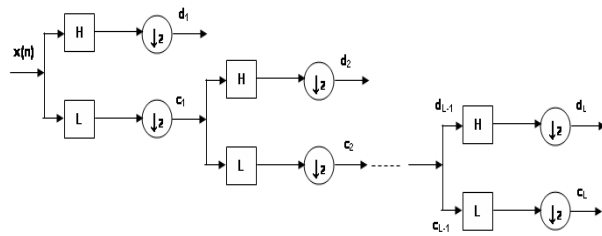
$$f_2(x, y) = IDWT^3(W(x, y)) \quad (۶)$$

با استفاده از تبدیل موجک نویزهای ناخواسته تصاویر حذف می‌شود با این حال به ساختار اصلی رگ‌ها آسیبی وارد نمی‌کند [۹].

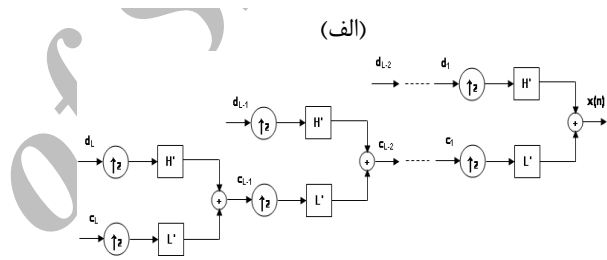
### ۲-۳- ارتقای تصاویر

بهبود تصاویر و مشخص کردن قسمت‌های مورد علاقه‌ی تصویر یکی از روش‌های متداول در پردازش تصویر است، در تصاویر آنژیوگرافی عروق کرونری، رگ بودن یا نبودن هر پیکسل تصویر دارای اهمیت است، از طرف دیگر عروق دارای عرض‌های متفاوتی از ۲ الی ۱۰ پیکسل هستند، لذا برای ارتقاء این تصاویر از فیلترهای تطبیقی در جهت و اندازه‌های مختلف استفاده می‌شود.

ورودی  $X(n)$  به صورت متناوب با استفاده از دو فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر که در شکل (۱-الف) نشان داده شده است به دو مؤلفه تجزیه می‌شود. در این شکل  $X(n)=c_0$  و هر  $i=0, 1, 2, \dots, L-c_i$  (۱) به دو مؤلفه‌ی پائین‌گذر  $c_{i+1}$  و بالاگذر  $d_{i+1}$  تجزیه شده است. ضرایب  $d_i$  که در آن  $i=1, 2, \dots, L$  است را ضرایب تبدیل موجک گسسته  $X(n)$  می‌گویند. سیگنال  $X(n)$  به وسیله‌ی ضرایب تبدیل موجک گسسته مطابق شکل (۱-ب) قابل بازسازی است، به مرحله بازسازی، تبدیل موجک گسسته معکوس گویند.



(الف)



(ب)

شکل ۱- موجک چندلایه‌ای (الف) تجزیه و (ب) باز ترکیب تبدیل موجک یک‌بعدی

تبدیل موجک گسسته دوبعدی و معکوس آن، تعمیم تبدیل موجک گسسته تک‌بعدی بوده و با اعمال تبدیل موجک گسسته تک‌بعدی در راستای دو مختصات  $x, y$  ساخته می‌شود. به عبارت دیگر در راستای هر کدام از مختصات یک فیلتر پایین‌گذر و یک فیلتر بالاگذر می‌گذاریم، بنابراین یک تصویر دو بعدی اولیه به چهار جزء زیر تجزیه می‌شود.

۱-  $LL$ : اعمال دو فیلتر پایین‌گذر در راستای هر دو مختصات

۲-  $LH, HL$ : اعمال یک فیلتر پایین‌گذر در راستای یک

مختصات و فیلتر بالاگذر در راستای مختصات دیگر

۳-  $HH$ : اعمال دو فیلتر بالاگذر در راستای هر دو مختصات

$LL$  با استفاده از یک جفت فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر به اجزاء

پائین‌تر تجزیه می‌شود، تبدیل موجک می‌تواند تا  $k$  لایه ادامه داشته

باشد. تبدیل موجک سه‌لایه‌ای به صورت زیر است:

$$W(x, y) = DWT^3(f(x, y)) \quad (۵)$$

در لایه اول تبدیل موجک، تصویر به چهار زیر تصویر با

اندازه‌های یکسان ( $LL_1, LH_1, HL_1, HH_1$ ) تجزیه می‌شود،

### ۲-۳-۱- طرح فیلترهای تطبیقی

با مشاهده تصاویر آنژیوگرافی می توان خواص ویژه ی این تصاویر را به شرح ذیل بیان کرد:

۱- رگ های خونی معمولاً دارای انحناهای کوچک است، در نتیجه قسمت های غیر موازی را می توان با قطعه های خطی تقریب زد.

۲- رگ ها در مقایسه با پس زمینه تصویر تیره تر هستند. نتایج یک تحقیق نشان می دهد که نمودار غلظت عروق خونی در راستای عمود بر طول آنها دارای توزیع گوسی (رابطه ۷) می باشد [۸].

$$f(x, y) = A \{1 - ke^{-d^2/2\sigma^2}\} \quad (7)$$

پارامترها در رابطه ی فوق به شرح ذیل هستند:

d: فاصله عمودی بین نقطه (x, y) و خط مستقیم عبوری از

مرکز رگ خونی

σ: ضریب پخش غلظت رگ

A: غلظت روشنایی پس زمینه

k: اندازه انعکاس رگ خونی به پس زمینه

۳- اگر چه عرض عروق از ابتدا تا انتهای آن کاهش می یابد ولی می توان تغییرات آن را تدریجی در نظر گرفت. عرض عروق بین ۲ تا ۱۰ پیکسل (۳۶ تا ۱۸۰ میکرومتر) است، لذا در روابط مقدار آن را ۲σ در نظر می گیریم که در آن σ=1,2,...,5 است.

می توان غلظت را در عروق نسبت به خط مرکزی متقارن در نظر گرفت. فیلتر بهینه باید به فرم غلظت عروق باشد، لذا فیلتر مورد نظر به صورت رابطه گوسی رابطه (۸) در نظر گرفته می شود. علامت منفی نشان می دهد که عروق تیره تر از زمینه است. برای شناسایی عروق به جای استخراج n ویژگی مختلف، صرفاً بررسی می شود که پیکسل عضو رگ است یا نه. اگر در یک پیکسل معین، دامنه خروجی فیلتر دارای حد مشخصی باشد، آنگاه آن پیکسل عضو رگ است.

$$h_{opt}(d) = -\exp(-d^2/2\sigma^2) \quad (8)$$

در تصاویر دوبعدی، عروق ممکن است در زوایای مختلف (0 ≤ θ ≤ π) باشد. در این صورت فیلتر تطبیقی در زاویه θ±π/2 دارای ماکزیمم است. بنابراین فیلتر را در همه زوایای ممکن چرخانده و پاسخ آنها مقایسه می شود و در هر پیکسل صرفاً پاسخ ماکزیمم در نظر گرفته می شود.

غلظت پس زمینه ی تصاویر ثابت و برابر صفر فرض می شود، همچنین می توان عروق را به صورت تکه های خطی در نظر گرفت. به جای تطبیق غلظت ثابت در مقطع عرضی رگ، می توان تعدادی از

مقاطع عرضی را در طول رگ هم زمان تطبیق کرد. هسته ی اصلی آن به صورت زیر نشان داده می شود:

$$K(x, y) = -\exp(-d^2/2\sigma^2) \quad \text{for } |y| \leq L/2 \quad (9)$$

در این رابطه، L طول بخشی از رگ است که در یک جهت، ثابت فرض شده است. در اینجا جهت رگ در راستای محور y است. چون که عروق در جهات مختلف قرار دارد، لذا باید هسته را در جهات مختلف چرخاند. L به صورت تجربی و با آنالیز عروق بدست می آید، مقدار L مساوی ۹ فرض می شود [۹ - ۸].

### ۲-۳-۲- پیاده سازی الگوریتم

هسته فیلتر تطبیقی دوبعدی، یک شبکه گسسته است و به صورت زیر ساخته می شود. p=[x y] را یک نقطه از هسته و θ<sub>i</sub> را جهت i امین هسته که بر هسته با زاویه θ<sub>i</sub> منطبق است. برای محاسبه اندازه ضریب هسته، مرکز آن در نقطه [0 0] فرض می شود. ماتریس چرخش به صورت رابطه (۱۰) است.

$$R_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i \end{bmatrix} \quad (10)$$

با استفاده از ماتریس چرخش رابطه (۱۰) نقطه متناظر p از رابطه p<sub>i</sub>=[u v]=pR<sub>i</sub> بدست می آید. اگر دقت زاویه ۱۵ درجه باشد، در این صورت برای پوشش کل زوایای ممکن ۱۲ هسته احتیاج است. ۱۲ هسته به تصاویر اعمال می شود و در هر نقطه صرفاً ماکزیمم پاسخ آن بدست می آید. به دلیل این که منحنی گوسی از دو طرف نامحدود است برای بازه بهتر این فیلترها مقدار آستانه ای (در اینجا σ±3) برای تابع گوسی در نظر گرفته می شود. همسایگی N به صورت N={ (u,v) | |u|≤3σ, |v|≤L/2 } مشخص می شود. تابع گوسی برای i امین هسته به صورت زیر است:

$$K_i(x, y) = -e^{-u^2/2\sigma^2} \quad \forall p_i \in N \quad (11)$$

در این رابطه σ انحراف معیار استاندارد است. اگر A نشان دهنده تعداد نقاط مجموعه N باشد، مقدار میانگین هسته به صورت رابطه (۱۲) خواهد بود.

$$m_i = \sum_{p_i \in N} K_i(x, y) / A \quad (12)$$

بنابراین ماسک کانوالوشن استفاده شده در این الگوریتم به صورت زیر محاسبه می شود.

$$K'_i(x, y) = K_i(x, y) - m_i \quad \forall p_i \in N \quad (13)$$





(۸) را بدست آورده، سپس لبه‌ی بدست آمده را روی تصویر اصلی قرار می‌دهیم شکل (۹).

با دو روش یانگلین [۹] و آستانه‌گذاری آنتروپی محلی نیز عمل جداسازی عروق انجام شد. مرزهای جدا شده توسط سه روش فوق با مرزهای ترسیم شده توسط متخصص با معیار مقایسه HDM<sup>۲</sup> مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج ارزیابی جدول (۱) که برای چند فیلم آنژیوگرافی انجام شد نشان داد جداسازی عروق با استفاده از الگوریتم دسته‌بندی میانگین‌های فازی بهترین بازدهی را بین روش‌های دیگر از نظر میانگین خطا و واریانس خطا دارد، ولی سرعت آن خیلی پایین است. روش یانگلین دارای متوسط خطای بیشتری نسبت به روش فازی و کمتر از روش آنتروپی محلی است و دارای سرعت خوبی می‌باشد. روش آستانه‌گذاری بر اساس آنتروپی محلی نسبت به دو روش دیگر دارای دقت پایین تری است، اما سرعت آن بالاتر است.

جدول ۱-

	Yong-Lin	Local Entropy	FCM
میانگین خطا	۱۷/۸۸	۳۲/۳۸	۹/۹۴
انحراف استاندارد خطا	۹/۹۳	۲۱/۸۲	۵/۴
زمان اجرای بازای هر فریم برحسب ثانیه	۳۶	۱۵	۱۹۵



(الف)

$$v_i = \frac{\sum_{j=1}^N (u_{ij})^m \|x_j - v_i\|^2}{\sum_{j=1}^N (u_{ij})^m} \quad (17)$$

$$u_{ij} = \left( \sum_{l=1}^C \left( \frac{\|x_j - v_l\|}{\|x_j - v_i\|} \right)^{\frac{2}{m-1}} \right)^{-1} \quad (18)$$

در کلیه این روابط داریم:  $1 < i < C, 1 < j < N$  [10].

در الگوریتم دسته‌بندی فازی پارامترها را به صورت زیر در نظر گرفته و هر فریم را با استفاده از آن آموزش می‌دهیم.

۱- هر پیکسل صرفاً می‌تواند عضو پس‌زمینه یا عضو پیش‌زمینه باشد و برای ما بدست آوردن پیکسل‌های شامل عروق مهم است، لذا تعداد دسته‌های ما در این روش مساوی ۲ ( $C = 2$ ) می‌شود.

۲- طبق آزمایش‌های انجام شده و برای رسیدن به جواب مطلوب مقادیر، پارامترهای  $m, J_m$  و  $V$  را به صورت زیر در نظر می‌گیریم:

$m$  (توان ضرایب  $u_{ij}$  در روابط) = ۲

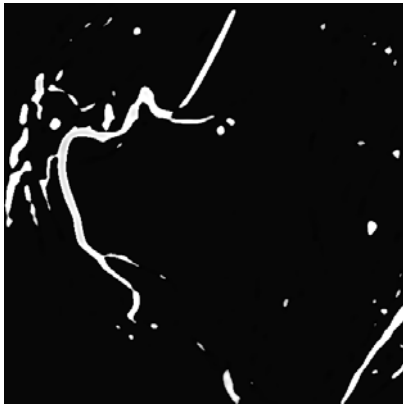
$J_m$  (تابع معیار خطای دسته‌بندی) = ۰/۰۳

$V$  (مرکز دسته‌ها برای شروع مراحل آموزش) = {۰, ۰}

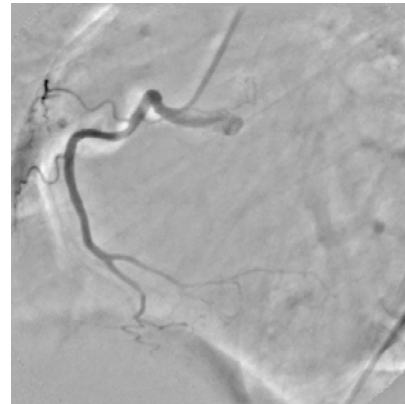
#### ۴- نتیجه‌گیری

تصاویر مورد استفاده در این مقاله به صورت فیلم آنژیوگرافی به فرمت DICOM است. ابتدا فرمت فیلم مورد نظر را به AVI تبدیل می‌کنیم. نتیجه یک فیلم چند فریمی با تعداد پیکسل  $512 \times 512$  خواهد بود. با استفاده از تبدیل فوریه قسمت‌های پس‌زمینه تصاویر را تا حدودی حذف کرده، سپس همان‌طور که در بخش ۲-۲ توضیح داده شد از تبدیل موجک دوبعدی برای از بین بردن نویز این تصاویر استفاده می‌کنیم شکل (۵). به منظور ارتقای تصاویر، خروجی مرحله قبل را از فیلترهای تطبیقی عبور می‌دهیم.

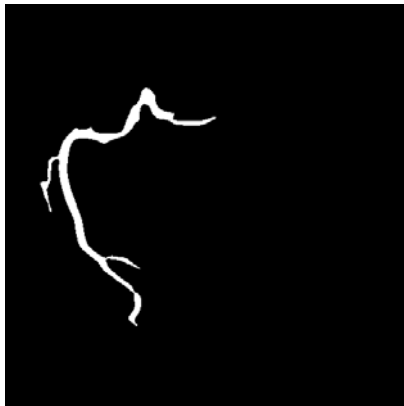
نتیجه‌ی ارتقاء هر فریم تصویر شامل ۱۲ زیر تصویر با اختلاف زاویه ۱۵ درجه است، برای پردازش‌های بعدی برآیند این ۱۲ زیر تصویر را روی صفحه‌ی مختصات X-Y بدست می‌آوریم شکل (۶)، نتیجه‌ی شکل (۶) را با روش دسته‌بندی فازی آموزش می‌دهیم، همان‌گونه که در شکل (۷) مشاهده می‌شود تصویر آموزش دیده شامل اجزای اضافه است که با روش دسته‌بندی پیکسل‌های مجاور<sup>۵</sup> حذف و به تصویر جدا شده‌ی عروق می‌رسیم شکل (۸). جهت پیاده‌کردن تصویر نهایی جدا شده روی تصویر اصلی ابتدا مرز شکل



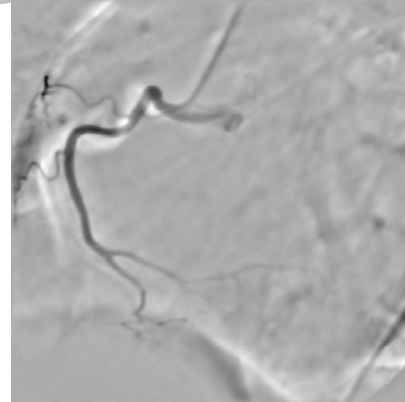
شکل ۷- آموزش تصویر با روش فازی



(ب)

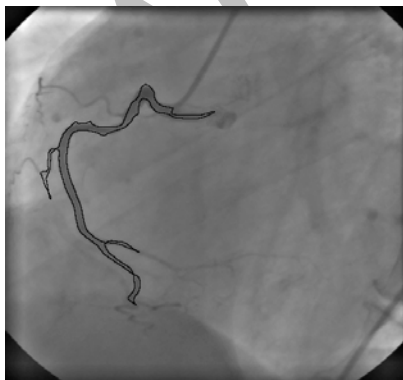


شکل ۸- تصویر جداشده عروق

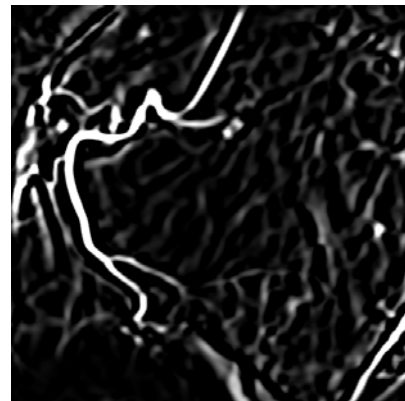


(ج)

شکل ۵- حذف پس‌زمینه و نویز -الف- تصویر اصلی ب) نتیجه‌ی حذف پس‌زمینه ج) حذف نویز با استفاده از تبدیل موجک



شکل ۹- پیاده‌سازی تصویر جداشده عروق روی فریم اصلی



شکل ۶- برآیند ۱۲ زیر تصویر ارتقاء یافته یک فریم



- [7] R.C. Gonzalez, R.E. Woods; **“Digital Image Processing”** Pearson Education Publishing, 2002.
- [8] S. Chaudhuri, S. Chatterje, N. Katz, M. Nelson, M. Goldbaum; **“Detection of Blood Vessels in Retinal Images Using Two-Dimensional Matched Filter”** IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 8, 1989.
- [9] C.Y. Lin, Y.T. Ching; **“Extraction of Coronary Arterial Tree Using Cine X-ray Angiograms”** Biomed Eng Appl Basis Comm, Vol. 17, June 2005.
- [10] G.B. kanade, T.S. Savithri, P.V. Subbaiah; **“Segmentation of Vessels in Fundus Images Using Spatially Weighed Fuzzy C-means Clustering Algorithm”** IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, Vol. 7, No. 12, December 2007.

#### ۷- پی‌نوشت‌ها

- 1- Fuzzy C-Means Clustering Algorithm
- 2- Discrete Wavelet Transform
- 3- Matched Filter
- 4- Digital Imaging and Communication in Medicine
- 5- N8-adjacensy
- 6- Hausdorff Distance Measure

با توجه به نتایج خوب بدست آمده از اجرای الگوریتم بر روی مجموعه داده‌ی در دسترس می‌توان از عملکرد بهتر این الگوریتم نسبت به الگوریتم‌های مشابه دفاع نمود. لازم به ذکر است بکارگیری روش آستانه‌گذاری آنتروپی [۳] نیز منجر به آشکار شدن رگ‌های کوچک نیز می‌شود ولی قسمت‌هایی که شامل عروق نیست را هم جزء عروق محسوب می‌کند. که نیاز به مراحل پردازشی اضافه دیگری برای جبران این نقیصه می‌باشد.

#### ۵- تقدیر و تشکر

این تحقیق با حمایت مرکز تحقیقات پردازش تصاویر و سیگنال‌های پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و آزمایشگاه پردازش تصویر دانشگاه صنعتی اصفهان صورت گرفته است. نویسندگان این مقاله از کلیه پرسنل بخش آنژیوگرافی بیمارستان سینای اصفهان که ما را در فراهم آوردن بانک تصاویر ویدئویی و نیز در ارزیابی نتایج حاصل یاری نمودند سپاسگزاری می‌کنند.

#### ۶- مراجع

- [1] N. Niki, Y. Kawata, H. Sato, T. Kumazaki; **“3d Imaging of Blood Vessels Using X-ray Rotational Angiographic System”**, IEEE Med. Imaging Conference, Vol. 3, 1993.
- [2] Nekovei N AND Sun Y. **“Back-propagation Network and Its Configuration for Blood Vessel Detection in Dangiograms”**, IEEE Trans. on Neural Nets, Vol. 6, January 1995.
- [3] T. Chanwimaluang, G. Fan; **“An Efficient Blood Vessel Detection Algorithm for Retinal Images Using Local Entropy Thresholding”**, Proc. of the IEEE Intl. Symp. on Circuits and Systems, 2003.
- [4] C. Molina, G. Prause, P. Radeva, M. Sonka; **“3-d Catheter Path Reconstruction from Biplane Angiograms”**, SPIE, Vol. 3338, 1998.
- [5] K. Klein, F. Lee, A. Amini; **“Quantitative Coronary Angiography with Deformable Spline Models”**, IEEE Trans. on Med. Img, Vol. 16, October 1997.
- [6] A. Klein, T.K Egglin, J.S. Pollak, F. Lee, A. Amini; **“Identifying Vascular Features with Orientation Specific Filters and B-spline Snakes”**, IEEE Computers in Cardiology, 1994.