

# روش خودکار مرزبندی عروق و تشخیص دقیق پلاک سخت در تصاویر اولتراسوند داخل عروقی

بهشاد مهران، محمدرضا یزدچی و حسین پورقاسم

تصویربرداری برای تشخیص بیماری و انتخاب روش درمان بسیار مناسب است [۲] و [۳].

## ۱-۱ نوین اسپکل

نوین اسپکل در تصاویر IVUS باعث اغتشاش در این تصاویر می‌شود. وجود نوین اسپکل در تصاویر اولتراسوند از سال ۱۹۷۰ و با بررسی خصوصیات آماری و ساختاری این نوین مطرح شده است [۴] و [۵]. این نوین یک عامل محدودکننده در تشخیص بیماری‌ها با کنتراست پایین است و بررسی و تفسیر تصاویر اولتراسوند را برای پزشک متخصص مشکل می‌سازد [۶]. وجود این نوین در تصاویر اولتراسوند باعث محدودیت‌هایی در پردازش تصویر و الگوریتم‌های تحلیلی مانند لبه‌یابی و بخش‌بندی می‌شود. بنابراین تلاش‌های زیادی جهت فیلتر کردن این نوین بدون از بین بردن ویژگی‌های تصویر شده است. استفاده از فیلترهای تطبیقی یکی از روش‌های کاهش نوین است. در این روش میزان هموارسازی هر ناحیه از تصویر برای کاهش نوین وابسته به مشخصات آن ناحیه در نظر گرفته شده است. میزان هموارسازی بر اساس مشخصات آماری هر ناحیه توسط پنجره مستطیلی  $m \times n$  تعیین شده است. در این روش تخمینی از واریانس نوین، واریانس و میانگین محلی تصویر در نظر گرفته شده است. پارامترهایی که در این روش‌ها در نظر گرفته شده است، تطابق خوبی با مدل‌های واقعی اسپکل ندارند [۷]. از دیگر روش‌های کاهش نوین اسپکل استفاده از فیلترهای مدین است. در این روش شدت هر پیکسل با میانه شدت پیکسل‌های همسایگی جایگزین شده و اندازه به نوین ناحیه اطراف آن پیکسل مشخص شده است. در این روش جزئیات کوچک تصویر از بین می‌رود [۷]. از فیلترهای انتشار برای کاهش نوین تصاویر IVUS و استخراج مرز خارجی رگ استفاده شده است. در این روش علاوه بر کاهش نوین، لبه‌های موجود در تصویر نیز مشخص شده است. در این روش ابتدا تصویر از مختصات دکارتی به مختصات قطبی تبدیل شده و سپس با استفاده از مشتق اول از تابع گوسین مرزها استخراج شده است. این مرزها که در نواحی‌ای از تصویر ناپیوسته هستند توسط اپراتورهای محدود انتشار درون‌یابی شده و به مرزهای پیوسته تبدیل شده است [۸].

## ۲-۱ مرزهای رگ و پلاک‌های مسدودکننده رگ

میزان تجمع پلاک‌های کلسیم در مقایسه با پلاک‌های دیگر بیشتر است. همچنین تشکیل و تجمع پلاک‌های کلسیم در رگ برای بیمار بسیار پرخطر است زیرا پلاک‌های کلسیم سبب پاره‌شدن رگ می‌گردند. بنابراین تشخیص شکل و مکان پلاک‌های کلسیم به پزشک متخصص کمک می‌کند تا بهترین روش درمان جهت از بین بردن و کم کردن خطرهای جراحی را انتخاب نماید. فیلهو و همکاران توانستند با استفاده از روش آستانه‌گذاری و وجود سایه در پشت پلاک‌های کلسیم، این پلاک را

چکیده: بخش‌بندی تصویر به منظور تشخیص مرزهای رگ امری ضروری جهت تشخیص دقیق بیماری انسداد عروق قلب به وسیله تصویربرداری اولتراسوند درون‌رگی (IVUS) است. در این مقاله یک روش جدید جهت بخش‌بندی تصاویر IVUS پیشنهاد شده است. ابتدا پیش‌پردازش‌هایی به منظور تبدیل تصاویر از مختصات دکارتی به مختصات قطبی، حذف کانتور موجود در تصاویر و از بین بردن نوین اسپکل با فیلتر غیر خطی و غیر ایزوتروپیک انتشاری انجام شده است. سپس با استفاده از فیلتر گابور ویژگی‌های بافت تصاویر استخراج شده و با استفاده از مدل کانتور فعال برداری، به بخش‌بندی تصاویر و تعیین مرز عروق پرداخته شده است. با روش خوشه‌بندی فازی پلاک‌های کلسیم، مشخص و با استفاده از مدل کانتور فعال مرز دقیق پلاک‌های کلسیم استخراج شده است. این روش بر روی سی تصویر نمونه آزمایش شده و نتایج بخش‌بندی تصویر با نظر پزشک متخصص اعتبارسنجی شده است. اختلاف مساحت مرز داخلی رگ با نظر پزشک متخصص  $0.236 \pm 0.431$  و اختلاف مساحت مرز خارجی رگ با نظر پزشک متخصص  $0.723 \pm 0.653$  است. اختلاف مساحت پلاک‌های کلسیم استخراج‌شده با الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با تصاویر بافت‌شناسی ۵/۹۰ درصد حاصل شده است.

کلیدواژه: تشخیص پلاک، تصویربرداری اولتراسوند داخل عروقی، کانتور فعال، مرزبندی عروق.

## ۱- مقدمه

انسداد شرایین قلب و تنگ‌شدن عروق کرونری از اصلی‌ترین عوامل مرگ و میر در دنیا است [۱]. روش‌های تصویربرداری مختلفی جهت تشخیص و درمان این بیماری به کار گرفته شده است. آنژیوگرافی یک روش مرسوم تصویربرداری است که مجرای داخلی رگ را نمایش می‌دهد اما قادر به نمایش شکل پلاک، اجزای پلاک و گنجایش پلاک نیست. روش اولتراسوند درون‌رگی (IVUS) روش دیگر تصویربرداری است. در این روش با ارسال امواج صوتی با فرکانس ۲۰-۴۰ MHz از طریق کانتور به لایه‌های داخلی رگ و برگشت امواج از همین لایه‌ها، تصاویرهای پیوسته‌ای ایجاد می‌شود که نه تنها اطلاعات مفیدی راجع به دیواره‌های داخلی و خارجی رگ در اختیار قرار می‌دهد، بلکه اطلاعات راجع به شکل، سایز و نوع پلاک مسدودکننده رگ را نیز در اختیار قرار می‌دهد. این روش

این مقاله در تاریخ ۷ اردیبهشت ماه ۱۳۹۳ دریافت و در تاریخ ۱۶ تیر ماه ۱۳۹۴ بازنگری شد. این تحقیق توسط وزارت نیرو بر اساس قرارداد شماره ۱۳۵۷ پشتیبانی شده است.

بهشاد مهران، گروه مهندسی برق- مخابرات، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف‌آباد، نجف‌آباد، (email: behshad.mehran@yahoo.com).

محمدرضا یزدچی، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، (email: yazdchi@eng.ui.ac.ir).

حسین پورقاسم، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف‌آباد، نجف‌آباد، (email: h\_pourghasem@iaun.ac.ir).

لومن از اطلاعات مقادیر روشنایی و قراردادن یک مقدار آستانه استفاده شده است. کانتور با استفاده از دو تابع انرژی درونی و یک تابع انرژی خارجی به سمت مرزها رفته تا مرزها مشخص گردند. مشکل روش نزدیک بودن مقادیر روشنایی تصویر به یکدیگر و حساس بودن روش آستانه گذاری به نویز است [۲۲].

مدل کانتور فعال پارامتریک با چالش‌های اساسی مواجه است مانند وابستگی شدید به محل قرارگیری کانتور اولیه، عدم توانایی در تقسیم یا ادغام شدن و واگرایی آنها در زمان تقاطع. جهت رفع این محدودیت‌ها مدل جریان گرادیان<sup>۱</sup> (GVF) و روش‌هایی مانند استفاده از اطلاعات محلی مقادیر روشنایی و لبه‌ها مطرح شده که در بخش‌بندی تصاویر IVUS مورد استفاده قرار گرفته است [۲۳]. یک روش خودکار دیگر بر اساس استخراج ویژگی‌های آماری نواحی جهت بخش‌بندی لومن پیشنهاد شده است [۲]. در این روش توزیع روشنایی در تصویر به وسیله تابع چگالی رایلی مدل شده و سپس با رشد کانتور، بافت خون و نواحی دیگر با توزیع رایلی متفاوت نشان داده شده است. اما فرضیه داشتن اطلاعات کامل در مورد اطلاعات آماری و الگوی نویز یا بافت تصاویر IVUS با یک توزیع پارامتری مانند توزیع رایلی و یا گوسی در تمام تصاویر کاربردی نیست.

در مدل کانتور فعال هندسی، کانتور به صورت ضمنی توسط یک تابع لول‌ست تعریف می‌شود و به همین دلیل به مدل هندسی، مدل لول‌ست نیز گفته می‌شود. از ویژگی‌های این مدل این است که کانتور می‌تواند شکل خود را تغییر دهد و چند شیء مجزا در تصویر را پیدا کند [۲۴]. از مدل کانتور فعال هندسی نیز برای بخش‌بندی تصاویر IVUS استفاده شده است [۱۲] و [۲۵]. مدل‌های کانتور فعال بدون لبه چان-وس، یک مدل کانتور هندسی مبتنی بر ناحیه است و به نویز در تصویر حساس نیست [۲۶]. مدل کانتور فعال برداری، گسترش یافته مدل چان-وس است [۲۷]. این مدل برای تشخیص اشیا در تصاویر رنگی و یا تصاویر طیف‌های مختلف مناسب است.

در این مقاله در بخش ۲ الگوریتم پیشنهادی به اختصار توضیح داده شده است. در بخش ۳ پیش‌پردازشی جهت حذف حلقه کانتور انجام شده است. در بخش ۴ با استفاده از فیلتر غیر ایزوتروپیک غیر خطی انتشاری، حذف نویز اسپکل انجام شده است. در بخش ۵ ویژگی‌های بافت تصویر با استفاده از فیلتر گابور استخراج شده است. در بخش ۶ با استفاده از مدل کانتور فعال بدون لبه برداری مرزهای داخلی و خارجی رگ تشخیص داده شده است. در بخش ۷ مرز دقیق پلاک‌های کلسیم با مدل کانتور فعال مشخص گردیده است. در بخش ۸ نتایج به دست آمده با نظر پزشک متخصص و تصاویر بافت‌شناسی مجازی مقایسه شده است.

## ۲- الگوریتم پیشنهادی

مراحل الگوریتم پیشنهادی به صورت بلوک دیاگرام در شکل ۱ نشان داده شده است.

مرحله اول پیش‌پردازشی‌هایی به منظور ساده‌سازی تصویر، حذف اطلاعات اضافی و حذف نویز صورت گرفته است.

مرحله دوم ویژگی‌های بافت تصویر با استفاده از فیلتر گابور استخراج شده است.

مرحله سوم از ویژگی‌های بافت استخراج‌شده به صورت برداری در مدل کانتور فعال استفاده شده است.

تشخیص دهند [۹]. در الگوریتم پیشنهادی توسط بسج از آستانه‌گذاری اتسو جهت شناسایی محل تشکیل سایه و از کانتورهای فعال جهت تشخیص مرزها در این ناحیه استفاده شده است [۱]. مشکل روش آستانه‌گذاری این است که این روش به شدت به نویز حساس است. رودکی با استفاده از فیلترهای گابور ویژگی‌های بافت تصویر را استخراج نمود و سپس توسط ماشین بردار پشتیبان، پلاک‌ها را به سه دسته تقسیم نمود [۱۰]. از محدودیت‌های این روش این است که برای آموزش ماشین بردار پشتیبان به یک مجموعه داده نیاز است که تهیه آن مشکل و زمان‌بر است. تاکی با استفاده از RLM ویژگی‌های بافت تصویر را استخراج نمود و با استفاده از الگوهای باینری محلی پلاک‌ها را به سه دسته تقسیم نمود [۱۱]. از محدودیت‌های روش RLM می‌توان به محاسبات زیاد آن اشاره نمود.

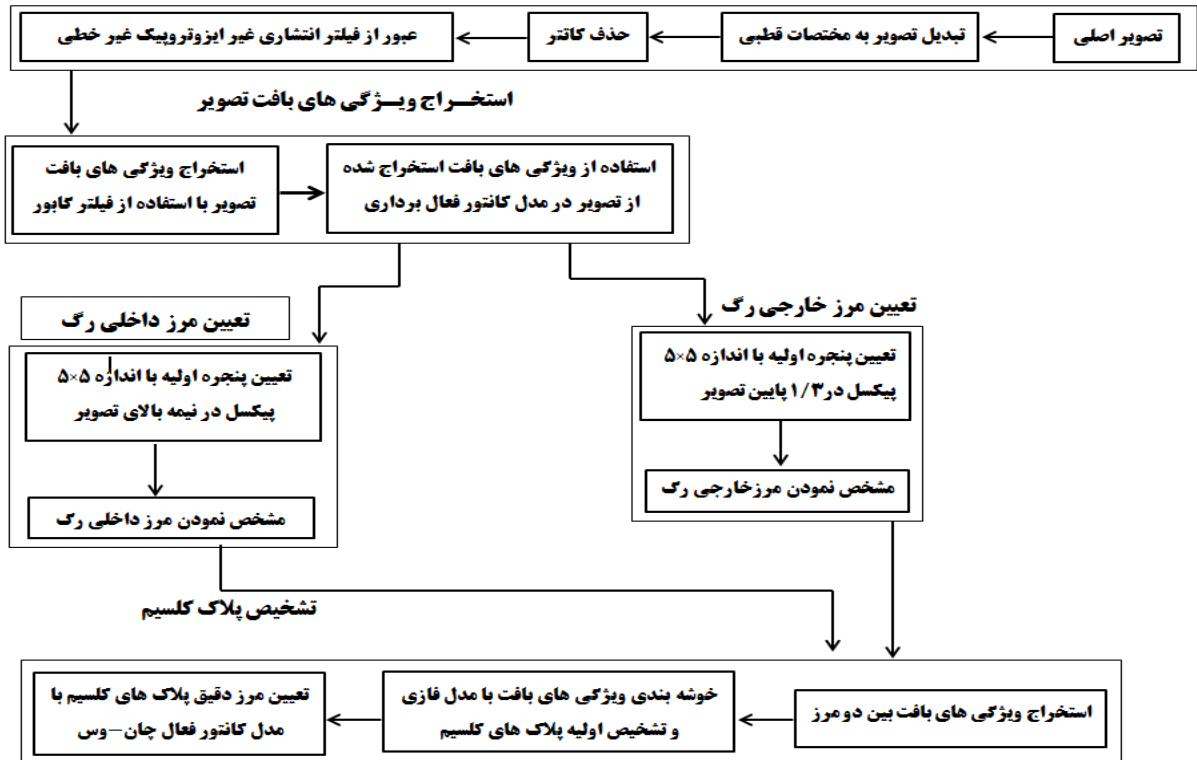
اولین قدم در تحلیل تصاویر IVUS بخش‌بندی تصاویر و استخراج مرز داخلی رگ و مرز خارجی رگ است. به دلیل دشواری و زمان‌بر بودن تشخیص مرزها و بخش‌بندی تصویر به صورت دستی، استفاده از روش‌های نیمه‌خودکار و خودکار تحلیل تصاویر مورد توجه قرار گرفته است [۱۲]. یکی از روش‌های مشخص کردن مرزها و ناحیه لومن، استفاده از الگوریتم خوشه‌بندی  $k$  میانگین و الگوریتم خوشه‌بندی فازی برای جدا کردن مرزها است [۱۳] و [۱۴]. یکی از موانع روش‌های خوشه‌بندی، آن است که تعداد خوشه‌ها باید از قبل مشخص باشد و انتخاب نامناسب تعداد خوشه‌ها ممکن است به نتایج ضعیفی منجر شود. روش جستجوی گراف نیز برای تشخیص مرزها استفاده شده است [۱۵].

بافت‌شناسی مجازی (VH) یک روش جدید است که با استفاده از سیگنال فرکانس رادیویی (RF) بازگشتی اولتراسوند، ویژگی‌های پلاک را به صورت رنگی نمایش می‌دهد [۱۶] و [۱۷]. بر اساس طیف سیگنال RF بازگشتی، بافت‌شناسی مجازی قادر است مرز و نوع پلاک را با الگویی رنگی نمایش دهد. سیگنال رادیوفرکانسی در مقایسه با تصاویر IVUS سیاه و سفید اطلاعات بیشتری در اختیار قرار می‌دهد و در نتیجه اطلاعات دقیق‌تری از نوع پلاک را بیان می‌کند. از محدودیت‌های بافت‌شناسی مجازی استفاده از سیگنال ECG است که به فریم‌هایی که با موج R سیگنال ECG هم‌زمان هستند امکان پردازش و استفاده را می‌دهد. بنابراین تنها چند فریم از تصاویر IVUS قابل تشخیص هستند [۱۸]. بنابراین روش‌های تحلیل و تفسیر تصاویر IVUS مورد توجه قرار گرفت و از تصاویر بافت‌شناسی مجازی به عنوان سنجش اعتبار نتایج مورد استفاده قرار گرفت. لامبرس و همکاران با تعیین ناحیه تشکیل پلاک و استخراج ویژگی‌های پیکسل‌های این ناحیه و طبقه‌بندی این پیکسل‌ها پلاک‌ها را به چهار گروه طبقه‌بندی کردند و سپس نتیجه تحقیق خود را با تصاویر بافت‌شناسی مجازی اعتبارسنجی نمودند [۱۹].

مدل‌های کانتور فعال به دلیل انعطاف‌پذیر بودن و دقت بالا به طور گسترده مورد استفاده قرار گرفته‌اند. مدل‌های کانتور فعال به دو گروه پارامتریک و هندسی طبقه‌بندی می‌شوند.

مدل کانتور فعال پارامتریک در سال ۱۹۸۷ توسط کاس و همکاران معرفی شد [۲۰]. در این مدل، کانتور به صورت صریح توسط نقاط کنترلی تعریف شده و از این مدل برای بخش‌بندی تصاویر IVUS استفاده شده است. با تعریف تابع انرژی بر اساس خودهمبستگی، مرز درونی از خون جدا شده و سپس یک تابع انرژی بر اساس لبه، بافت و نیروی فشاری تعریف شده و به وسیله آن مرز خارجی رگ مشخص شده است [۲۱]. در روشی دیگر با استفاده از فیلتر پایین‌گذر، اطلاعات فرکانس بالای تصویر فیلتر شده و مرز خارجی مشخص شده است. برای مشخص کردن مرز

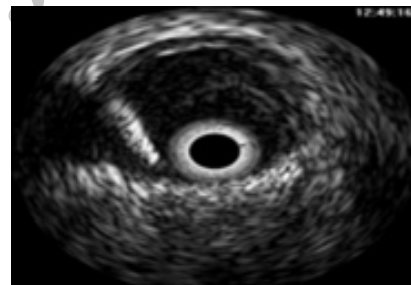
پیش پردازش



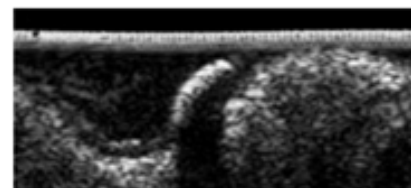
شکل ۱: بلوک دیاگرام الگوریتم پیشنهادی.

مرحله پنجم با رشد کانتور فعال مرز داخلی و خارجی رگ استخراج شده است.

در مرحله ششم ویژگی های بافت تصویر بین دو مرز استخراج گردیده است و با روش خوشه بندی فازی تشخیص اولیه پلاک های کلسیم انجام شده و سپس با مدل کانتور فعال چان-وس مرز دقیق پلاک ها استخراج شده است.



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۲: (الف) نمونه ای از تصویر اولتراسوند درون رگی اولیه، (ب) تصویر الف بر مختصات قطبی و (ج) تصویر به دست آمده پس از حذف حلقه کاتتر.

۳- پیش پردازش جهت حذف حلقه کاتتر

از آنجا که تصاویر IVUS از داخل رگ تهیه شده اند به صورت دوار ۳۶۰ درجه هستند. این عامل انجام محاسبات ریاضی بر روی این تصاویر را مشکل کرده است و از این رو ابتدا تصاویر از مختصات دکارتی به مختصات قطبی تبدیل شده است. این عمل به دلیل نحوه تصویربرداری اولتراسوند درون رگی انجام شده است. برای تصویربرداری اولتراسوند درون رگی موج اولتراسوند از کاتتر به صورت شعاعی به اطراف تابیده می شود و برای به دست آوردن تصویر، موج های برگشتی ابتدا در مختصات قطبی رسم می شوند و سپس تصویر نهایی در مختصات دکارتی ساخته می شود. لذا ماهیت تصویربرداری که به صورت شعاعی انجام می گردد باعث می شود تا پس از تبدیل تصاویر از مختصات دکارتی به قطبی نتایج پردازشی بهتری حاصل شود. در مرحله بعد ناحیه کاتتر که دارای اطلاعات مفید برای بخش بندی نیست حذف شده است. در واقع با مشخص بودن شعاع ناحیه کاتتر  $(D)$ ، سطرهای فوقانی تصویر قطبی شده حذف شده است یعنی  $I(R, \theta) = 0$  for  $R \leq D$ . در شکل ۲ نمونه ای از تصویر IVUS تهیه شده از داخل رگ، تصویر مختصات قطبی و تصویر برش داده شده نشان داده شده است.

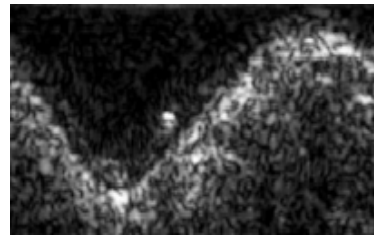
مرحله چهارم برای مشخص کردن مرز داخلی رگ از پنجره اولیه ای با اندازه  $5 \times 5$  پیکسل در نیمه بالای تصویر استفاده شده و برای مشخص کردن مرز خارجی رگ از یک پنجره  $5 \times 5$  در یک سوم پایین تصویر استفاده شده است.

$$D = (\omega_1 \quad \omega_2) \begin{pmatrix} \lambda_1 & \cdot \\ \cdot & \lambda_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_1^T \\ \omega_2^T \end{pmatrix}$$

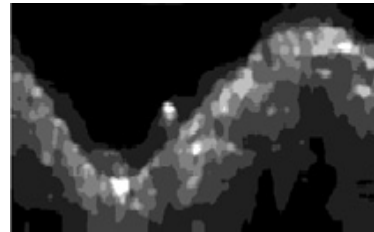
$$\lambda_i = \begin{cases} \alpha(1 - \frac{(\mu_1 - \mu_2)^2}{s^2}) & , (\lambda_i - \lambda_j)^2 \leq s^2 \\ \cdot & , \text{ else} \end{cases} \quad (3)$$

$$\lambda_i = \alpha$$

که بردارهای  $\omega_1$  و  $\omega_2$  به ترتیب بردارهای ویژه در جهت بیشترین و کمترین تغییرات است. بیشترین تغییرات در امتداد گرادیان است و کمترین تغییرات در جهت عمود بر گرادیان و به اصطلاح در جهت کانتور است. مقادیر  $\lambda_1$  و  $\lambda_2$  به ترتیب نشان دهنده میزان تغییرات در جهات ذکر شده هستند. حرکت در هر نقطه با همبستگی محلی که به وسیله  $(\mu_1 - \mu_2)$  اندازه گیری می شود، تحت تأثیر قرار می گیرد. پارامترهای استفاده شده در این مقاله به قرار زیر است:  $s^2 = 2$ ،  $\mu_1 = \mu_2 = \alpha = 0.9$ ، و  $m = 2$  که  $m$  تعداد تکرارهای هر مرحله را تعیین می نماید. در شکل ۳ تصویر حاصل شده پس از حذف نویز نمایش داده شده است [۲۸].



(الف)



(ب)

شکل ۳: (الف) تصویر قطبی شده و (ب) تصویر الف پس از حذف نویز.

### ۵- فیلتر گابور

تصاویر IVUS دارای پیچیدگی های زیادی هستند و از این رو ابتدا ویژگی های بافت به منظور کاهش پیچیدگی ها و بخش بندی استخراج شده است. فیلتر گابور توصیف کننده بافت تصویر است که توسط گابور در سال ۱۹۴۶ معرفی شد [۲۹]. فیلتر گابور یک تابع گوسی است که با یک سینوسی مختلط از فرکانس و جهت مدوله شده و می توان از این فیلتر در هر دو حوزه زمان و فرکانس استفاده نمود. ابتدا تبدیل فوریه تصویر به دست آمده از مرحله قبل محاسبه شده و سپس در یک تابع گوسی در فرکانس های مختلف ضرب شده و در نهایت عکس تبدیل فوریه محاسبه گردیده است. هدف استخراج ویژگی های تصویر با تحلیل حوزه فرکانس تصویر و استفاده از فرکانس ها و جهات مختلف است. فیلتر گابور دوبعدی در فضای مکان به صورت (۴) تعریف می شود

$$G(x, y; S_d, f, \phi) = \exp\left(-\frac{x'^2 + y'^2}{2S_d}\right) \times \cos 2\pi f x'$$

$$x' = x \cdot \cos \phi + y \cdot \sin \phi \quad (4)$$

$$y' = y \cdot \cos \phi - x \cdot \sin \phi$$

عملکرد فیلتر گابور به مقادیر پارامترهای ورودی وابسته است. در الگوریتم پیشنهاد شده در این مقاله پارامترهای فیلتر گابور به این صورت تعریف شده است:  $\phi = [0^\circ, 45^\circ, 90^\circ]$ ،  $S_d = [0, 1, 5, 2]$  و  $f = [2, 4, 8]$  که  $f$  فرکانس فیلتر بر حسب هرتز،  $S_d$  مقیاس فیلتر و  $\phi$  جهت فیلتر بر حسب درجه را نشان می دهند.

### ۶- تشخیص مرز داخلی و خارجی رگ

اگر کانتور به صورت یک منحنی پارامتریک  $v(s) = (x(s), y(s))$  باشد که  $s \in [0, 1]$  یک منحنی و  $x$  و  $y$  موقعیت مختصاتی هستند، تابع انرژی به صورت (۵) تعریف می شود

$$E_{snake} = \int_0^1 [\frac{1}{\rho} (\alpha |v'(s)|^2 + \beta |v''(s)|^2) + E_{ext}(v(s))] ds \quad (5)$$

جمله  $\int_0^1 |v'(s)|^2 ds$  برای متعادل کردن فاصله نقاط کانتور و جمله  $\int_0^1 |v''(s)|^2 ds$  جهت جلوگیری از نوسانی شدن نقاط کانتور مورد استفاده

### ۴- فیلتر غیر ایزوتروپیک غیر خطی انتشاری جهت حذف نویز اسپیکل

در این مقاله از فیلترهای انتشار جهت حذف نویز استفاده شده که در ادامه شرح داده شده است. فیلترهای انتشاری با تعریف و حل یک معادله دیفرانسیل جزئی نویز تصویر را از بین می برند و با توجه به لبه های تصویر و جهت لبه ها، تصویر مقداری دچار محوشدگی می شود. استفاده از فیلتر انتشاری غیر ایزوتروپیک غیر خطی یک روش کاربردی جهت افزایش کنتراست و فیلتر کردن نویز به طور هم زمان است. این روش گرچه قسمت های مشابه را یکنواخت می کند اما لبه ها را بدون نیاز به اطلاعات طیف توان تصویر حفظ می کند [۲۸]. اگر فرض شود که معادله فیلتر انتشاری ایزوتروپیک استفاده شده به صورت (۱) باشد و  $I_{i,j,t} = 0$  تصویر نویزی اصلی با شرایط اولیه صفر باشد که  $i$  و  $j$  شرایط مکانی،  $t$  پارامتر زمان،  $d$  ثابت فیلتر انتشاری و  $\nabla I$  گرادیان تصویر است، اصلاح تصویر بر اساس این معادله خطی معادل فیلتر کردن تصویر با یک فیلتر گوسی است

$$\frac{d I_{i,j,t}}{dt} = \text{div}[d_{i,j,t} \nabla I_{i,j,t}] =$$

$$[\frac{d}{di} d_{i,j,t} \frac{d}{di} I_{i,j,t}] + [\frac{d}{dj} d_{i,j,t} \frac{d}{dj} I_{i,j,t}] \quad (1)$$

عملکرد فیلتر خطی انتشاری ایزوتروپیک به هموارسازی تصویر با ارتقای لبه محدود است. چنانچه  $d_{i,j,t}$  ثابت باشد، انتشار خطی و چنانچه متغیر باشد، انتشار غیر خطی است. انتشار به صورت (۱) انتشار ایزوتروپیک نام دارد که در آن انتشار در تمام جهات به طور یکنواخت صورت می گیرد. چنانچه  $d_{i,j,t}$  به صورت تنسور تعریف گردد به جز مسأله حفظ لبه ها به همدوس بودن یا نبودن ساختارهای محلی نیز پرداخته شده است. در این صورت هم گرادیان و هم همدوسی در نظر گرفته شده و انتشار غیر ایزوتروپیک است که به صورت (۲) است

$$\frac{d I_{i,j,t}}{dt} = \text{div}[D \nabla I] \quad (2)$$

که  $D \in R^2$  یک تنسور متقارن مثبت است که فیلتر را در هر دو جهت گرادیان و کانتور نشان می دهد. مدل  $D$  به کار برده شده به صورت

(۳) است

کانتور را تا منطبق شدن روی تصویر تنظیم می‌کند. مقادیر  $c_i^+$  و  $c_i^-$  مطابق (۱۱) محاسبه می‌شوند

$$c_i^+ = \frac{\int_{\Omega} I_i(x, y) H(\Phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} H(\Phi(x, y)) dx dy},$$

(average( $I_i$ ) on  $\Phi \geq 0$ )

$$c_i^- = \frac{\int_{\Omega} I_i(x, y) (1 - H(\Phi(x, y))) dx dy}{\int_{\Omega} H(\Phi(x, y)) dx dy},$$

(average( $I_i$ ) on  $\Phi \leq 0$ )

با فرض ثابت بودن بردارهای  $\bar{c}^+$  و  $\bar{c}^-$ ، مینیمم کردن تابع انرژی با توجه به  $\Phi$  توسط روش گرادیان کاهنده صورت می‌گیرد که معادله جریان گرادیان کاهنده آن به صورت (۱۲) تعریف می‌شود

$$\frac{\partial \Phi}{\partial t} = \delta_{\epsilon} [\mu \cdot \text{div} \frac{\nabla \Phi}{|\nabla \Phi|} - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \lambda_i^+ (I_i - c_i^+)^{\tau} + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \lambda_i^- (I_i - c_i^-)^{\tau}]$$

(۱۲)

در این مقاله ابتدا ویژگی‌های بافت استخراج شده در مرحله قبل به صورت بردارهای مجزا به مدل چان-وس برداری وارد شده است. تابع انرژی با استفاده از این بردارها و محاسبه میانگین مقادیر داخلی و خارجی کانتور مینیمم می‌شود. این مدل مرزهای شکل را با توجه به ویژگی‌های بافتی به خوبی مشخص می‌نماید. در این مقاله  $\mu = 0.2$ ،  $\lambda_i = 1$  و تعداد تکرار برابر ۳۲ در نظر گرفته شده و مکان پنجره اولیه در دو حالت در شکل ۴ نشان داده شده است.

### ۷- تشخیص پلاک کلسیم

در قسمت ۵ مرزهای داخلی و خارجی رگ با استفاده از مدل کانتور فعال مشخص شدند. ناحیه تشخیص پلاک با استخراج ناحیه بین این دو مرز مشخص گردید. در واقع پلاک‌های کلسیم همواره بین دو مرز داخلی و خارجی رگ تشخیص می‌گردد. پلاک‌های کلسیم در تصاویر IVUS دارای مقادیر روشنایی بیشتری نسبت به بقیه پلاک‌ها هستند. با مشخص شدن مرز بین دو رگ سایر قسمت‌های تصویر حذف شدند. سپس با استفاده از فیلتر گابور به استخراج ویژگی‌های بافت ناحیه بین دو مرز پرداخته شد و ویژگی‌های استخراج شده از این ناحیه به صورت برداری تبدیل شده است. در مرحله بعد با استفاده از روش خوشه‌بندی فازی و قراردادن کلاس یک برای پلاک کلسیم و قراردادن صفر برای سایر پلاک‌ها، این پلاک در تصویر مشخص گردید. تصویر استخراج شده به این روش به عنوان کانتور اولیه مدل چان-وس مورد استفاده قرار گرفت. در مرحله پایانی، کانتور به صورت خودکار به سمت مرزهای پلاک کلسیم حرکت کرده و مرز پلاک را مشخص می‌کند. تابع انرژی تعریف شده در (۱۰) با استفاده از این بردارها و محاسبه میانگین مقادیر داخلی و خارجی کانتور، مینیمم می‌شود. مقادیر  $\mu = 0.2$ ،  $\lambda_i = 1$  و تعداد تکرار برابر ۲۲ در نظر گرفته شده است.

### ۸- نتایج

در این مقاله به ابداع روشی جدید در بخش‌بندی تصاویر IVUS و تشخیص پلاک‌های کلسیم پرداخته شده است. این پژوهش بر روی ۳۰

قرار می‌گیرند. برای  $\alpha$  و  $\beta$  مقادیر ثابت و مثبت جهت کنترل این جملات استفاده می‌شود. با کمینه کردن تابع انرژی فوق، مرزها در تصویر تشخیص داده می‌شوند.

در مدل هندسی کانتور به صورت ضمنی توسط یک تابع لول‌ست تعریف می‌شود که با استفاده از یک جمله سرعت نسبت به ویژگی‌های تصویر و خصوصیات کانتور شکل کانتور را تغییر می‌دهد. در مدل مبتنی بر ناحیه از یک جمله سازگار کننده به صورت (۶) جهت تنظیم شکل کانتور استفاده شده است

$$F_r(c) + F_r(c) = \int_{\text{inside}(c)} |I(x, y) - c_i|^{\tau} dx dy + \int_{\text{outside}(c)} |I(x, y) - c_i|^{\tau} dx dy, \quad x \in \Omega$$

(۶)

در (۶)  $\Omega \subset R^2$  دامنه تصویر،  $I: \Omega \rightarrow R$  تابع شدت روشنایی پیکسل‌ها در تصویر،  $c$  منحنی کانتور و  $c_i$  و  $c_r$  به ترتیب مقادیر میانگین تصویر در داخل و خارج از منحنی  $c$  هستند. در این حالت تابع انرژی به صورت زیر نوشته می‌شود

$$E(c_i, c_r, c) = \mu \cdot \text{length}(c) + \lambda_i \int_{\text{inside}(c)} |I(x, y) - c_i|^{\tau} dx dy + \lambda_r \int_{\text{outside}(c)} |I(x, y) - c_r|^{\tau} dx dy$$

(۷)

که در (۷)  $\mu \geq 0$  و  $\lambda_i \geq 0$  و  $\lambda_r \geq 0$  است. اگر منحنی  $c \subset R$  با تابع لول‌ست صفر  $\Phi: \Omega \rightarrow R$  جایگزین شود، آن گاه تابع انرژی به صورت (۸) تعریف می‌شود

$$E(c_i, c_r, \Phi) = \mu \int_{\Omega} \delta(\Phi(x, y)) |\nabla \Phi(x, y)| dx dy + \lambda_i \int_{\Omega} |I(x, y) - c_i|^{\tau} H(\Phi(x, y)) dx dy + \lambda_r \int_{\Omega} |I(x, y) - c_r|^{\tau} (1 - H(\Phi(x, y))) dx dy$$

(۸)

در (۸) توابع  $H$  و  $\delta$  به ترتیب توابع پله و ضربه هستند. کمینه کردن تابع انرژی توسط روش گرادیان کاهنده صورت می‌گیرد که معادله جریان گرادیان کاهنده آن به صورت (۹) تعریف می‌شود

$$\frac{\partial \Phi}{\partial t} = \delta_{\epsilon} (\Phi) [\mu \cdot \text{div} \frac{\nabla \Phi}{|\nabla \Phi|} - \lambda_i (I - c_i)^{\tau} + \lambda_r (I - c_r)^{\tau}]$$

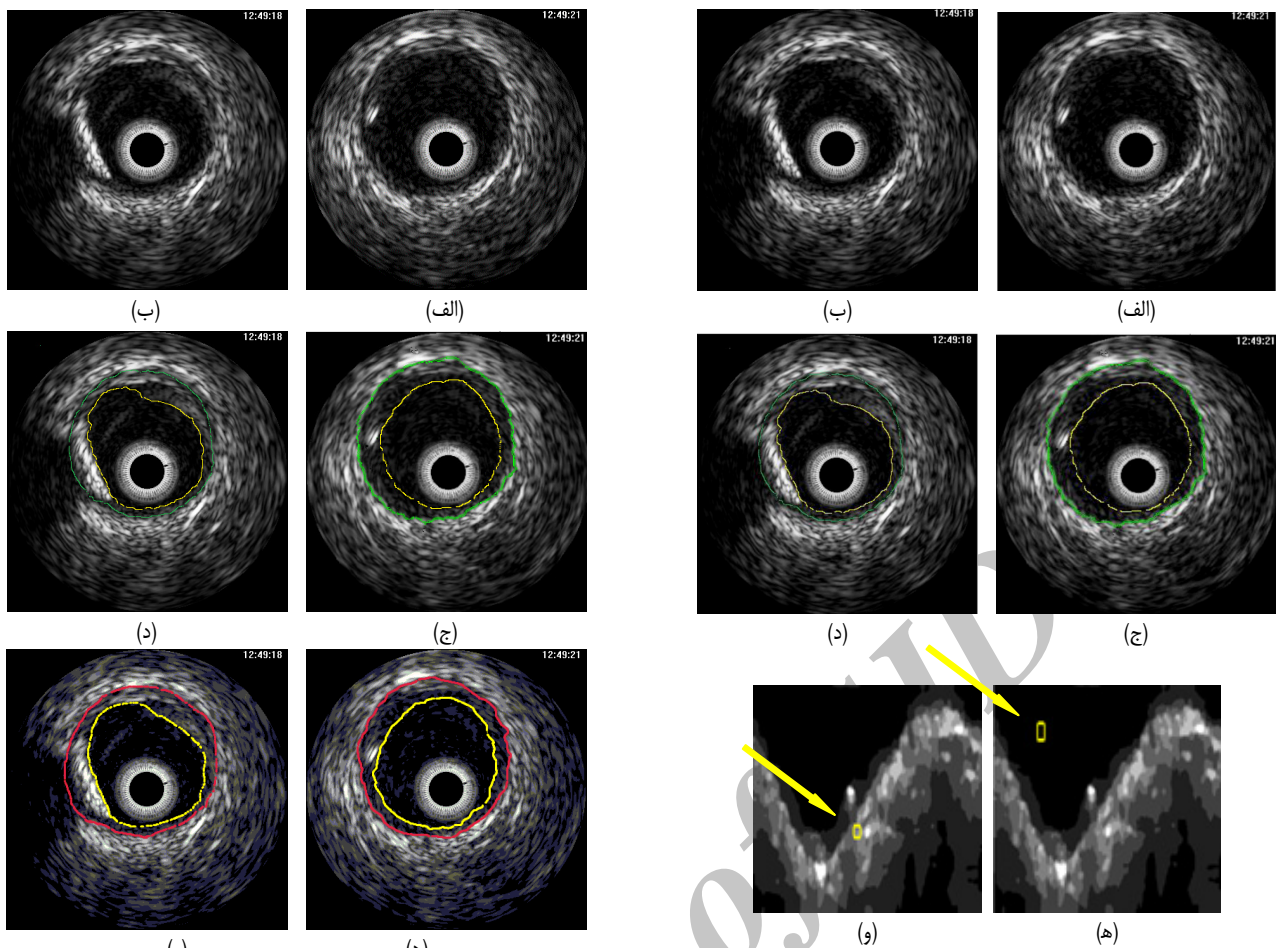
(۹)

در این مقاله از مدل چان-وس برداری استفاده شده است. این مدل گسترش یافته مدل چان-وس است و در تصاویر رنگی و بافتی مورد استفاده قرار می‌گیرد. تابع انرژی آن با توجه به مدل چان-وس طبق (۱۰) تعریف می‌شود

$$E(\bar{c}^+, \bar{c}^-, \Phi) = \mu \int_{\Omega} \delta(\Phi(x, y)) |\nabla \Phi(x, y)| dx dy + \int_{\Omega} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \lambda_i^+ |I_i(x, y) - c_i^+|^{\tau} H(\Phi(x, y)) dx dy + \int_{\Omega} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \lambda_i^- |I_i(x, y) - c_i^-|^{\tau} (1 - H(\Phi(x, y))) dx dy$$

(۱۰)

که در آن  $\lambda_i \geq 0$  ضرایب وزن دار هستند که مقادیر بزرگ آن برای تشخیص اشیا با جزئیات ریز و مقادیر کوچک آن برای فیلتر کردن نویز فرکانس بالا مناسب است. با محاسبه میانگین مقادیر تصویر داخل کانتور  $c_i^+$  و خارج کانتور  $c_i^-$  و محاسبه مقادیر میانگین بین بردارها، تابع انرژی



شکل ۴: (الف) و (ب) نمونه‌ای از تصویر اولتراسوند درون‌رنگی اولیه، (ج) و (د) تصویر الف و ب در مختصات قطبی و حذف حلقه کانتور، (ه) مکان پنجره اولیه در کانتور فعال برای مشخص کردن مرز لومن و (و) مکان پنجره اولیه در کانتور فعال برای مشخص کردن مرز خارجی رگ.

شکل ۵: مقایسه مرز داخلی و خارجی با نظر پزشک متخصص، (الف) و (ب) نمونه‌ای از تصویر اولتراسوند درون‌رنگی، (ج) و (د) نتیجه الگوریتم پیشنهادی (رنگ زرد نشان‌دهنده مرز داخلی رگ و رنگ سبز نشان‌دهنده مرز خارجی رگ) و (ه) و (و) نظر پزشک متخصص (رنگ زرد نشان‌دهنده مرز داخلی رگ و رنگ قرمز نشان‌دهنده مرز خارجی رگ).

جدول ۱: ارزیابی مرز خارجی رگ و مرز داخلی رگ در مقایسه با مرز دستی پزشک متخصص.

مقایسه (mm <sup>2</sup> )	الگوریتم پیشنهادی	روش پیشنهادی در [۲۵]	روش پیشنهادی در [۲۱]
اختلاف سطح مرز داخلی رگ با نظر پزشک متخصص	۰٫۴۳۱±۰٫۲۳۶	۰٫۶۷۷±۰٫۶۱۷	۰٫۴۹۲±۰٫۳۴۸
اختلاف سطح مرز خارجی رگ با نظر پزشک متخصص	۰٫۶۵۳±۰٫۷۲۳	۰٫۷۱۹±۰٫۹۱۴	۰٫۸۷۱±۰٫۶۲۶

$r = ۰٫۹۷$  و برای مرز خارجی معادله  $y = ۰٫۹۱۱x + ۱٫۳۵$  و  $r = ۰٫۹۶$  به دست آمده است. مقادیر شیب‌های به دست آمده نزدیک به یک هستند و ضرایب همبستگی بیشتر از ۰٫۹۵ هستند و عرض از مبدأ نمودارها فاصله کمی تا صفر دارند. نتایج نشان می‌دهند که تشخیص مرز با الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با نظر پزشک متخصص نزدیک و مشابه هستند. پلاک‌های کلسیم استخراج‌شده توسط الگوریتم پیشنهادی با تصاویر بافت‌شناسی مجازی مقایسه شده و اختلاف مساحت بین نتیجه الگوریتم پیشنهادی و تصویر بافت‌شناسی معادل برابر با ۵٫۹ درصد است.

## ۹- نتیجه‌گیری

یکی از چالش‌های اساسی در تحلیل تصاویر IVUS تشخیص مرزهای داخلی و خارجی رگ است. در این مقاله با استخراج ویژگی‌های بافت تصویر و استفاده از مدل کانتور فعال بدون لبه برای مقادیر برداری، بخش‌بندی و تشخیص مرزهای داخلی و خارجی رگ صورت گرفته است. پس از مشخص شدن مرزها از آنجایی که پلاک‌های کلسیم بین دو مرز

تصویر IVUS (۴۰۰×۴۰۰pixels) تهیه‌شده از پنج بیمار مختلف با فرکانس ۲۰ MHz و سرعت پول یک ۰٫۵ mm/s انجام شده است. تصاویر با دستگاه تصویربرداری VOLCANO به دست آمده است. جهت ارزیابی نتایج حاصل‌شده و بررسی میزان دقت در مرزها از اختلاف سطح بین دو مرز استفاده شده است. در این رابطه  $S_M$  بیانگر مساحت کانتور رسم‌شده توسط پزشک و  $S_A$  بیانگر مساحت حاصل‌شده توسط الگوریتم پیشنهادی است. نتایج ارزیابی در جدول ۱ آورده شده است

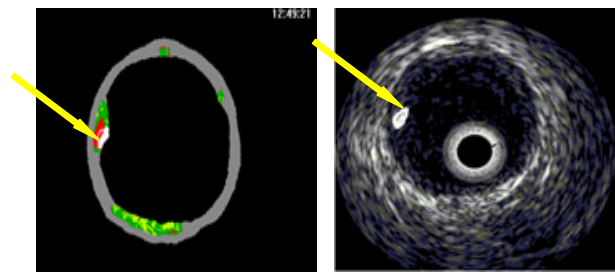
$$\text{Area Difference}(S_A, S_M) = |S_A - S_M| \quad (۱۳)$$

در شکل ۵ مقایسه مرز خارجی و داخلی حاصل‌شده با الگوریتم پیشنهادی و نظر پزشک متخصص نشان داده شده است. در شکل ۶ مرز دقیق پلاک‌های کلسیم استخراج‌شده با روش کانتور فعال نشان داده شده است. شکل‌های ۷ و ۸ نشان‌دهنده نتایج تحلیل رگرسیون خطی برای مرز داخلی و خارجی است. در این مقاله با محاسبه شیب، عرض از مبدأ و ضریب همبستگی در مورد ناحیه لومن معادله  $y = ۰٫۹۶۹x + ۱٫۴۲$  و

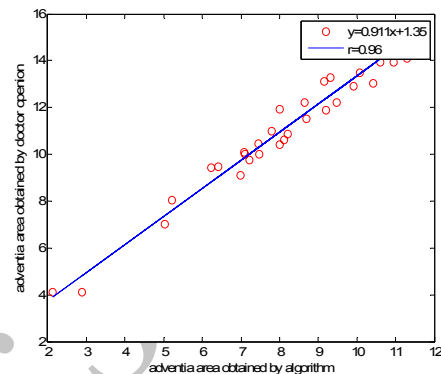


## مراجع

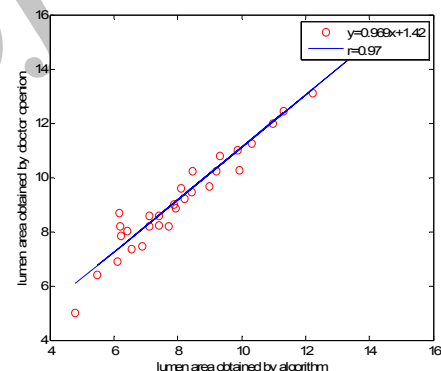
- [۱] م. بسیج، م. ر. یزدچی، پ. معلم و آ. تکی، "مرزبندی نواحی سایه‌دار در تصاویر فراصوت داخل عروقی به کمک کانتورهای فعال"، نشریه مهندسی برق و کامپیوتر ایران، دوره ۱۱، شماره ۲، صص. ۱۱۹-۱۲۵، زمستان ۱۳۹۲.
- [2] E. Brusseau, C. L. de Korte, F. Mastik, J. A. Schaar, and A. F. W. van Steen, "Fully automatic luminal contour segmentation in intracoronary ultrasound imaging—a statistical approach," *IEEE Trans. on Med Imaging*, vol. 23, no. 5, pp. 554-566, May 2004.
- [3] M. E. Plissiti, D. I. Fotiadis, L. K. Michalis, and G. E. Bozios, "An automated method for lumen and media-adventitia border detection in a sequence of IVUS frames," *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, vol. 8, no. 2, pp. 131-141, Jun. 2004.
- [4] C. B. Burckhardt, "Speckle in ultrasound B-mod scans," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, vol. 25, no. 1, pp. 1-6, Jan. 1978.
- [5] R. F. Wagner, S. W. Smith, J. M. Sandrik, and H. Lopez, "Statistics of speckle in ultrasound B-scans," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, vol. 30, no. 3, pp. 156-163, May 1983.
- [6] Y. Yongjian and S. T. Acton, "Speckle reducing anisotropic diffusion," *IEEE Trans. on Image Processing*, vol. 11, no. 11, pp. 1260-1270, Nov. 2002.
- [7] T. Loupas, W. N. McDickew, and P. L. Allan, "An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images," *IEEE Trans. on Circuits Systems*, vol. 36, no. 1, pp. 129-135, Jan. 1989.
- [8] A. H. Hernandez, D. G. Gill, P. R. Radeve, and E. N. Nofrerias, "Anisotropic processing of image structures for adventitia detection in intravascular ultrasound images," in *Proc. Computers in Cardiology*, pp. 229-232, 19-22 Sep. 2004.
- [9] E. D. S. Filho, Y. Sijo, T. Yambe, A. Tanaka, and M. Yoshizawa, "Segmentation of calcification regions in intravascular ultrasound images by adaptive thresholding," in *Proc. 19th IEEE Int. Symp. on Computer-Based Medical Systems, CBMS'06*, pp. 446-454, Salt Lake City, UT, USA, Jul. 2006.
- [10] A. Roodaki, A. Taki, S. K. Setarehdan, and N. Navab, "Modified wavelet transform features for characterizing different plaque types in IVUS images; a feasibility study," in *Proc. 9th Inter Conf. on Signal Processing*, pp. 789-792, Beijing, China, 26-29 Oct. 2008.
- [11] A. Taki, et al., "A new approach for improving coronary plaque component analysis based on intravascular ultrasound images," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 36, no. 8, pp. 1245-1258, Aug. 2010.
- [12] A. Taki, et al., "Automatic segmentation of calcified plaques and vessel borders in IVUS images," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 3, no. 3, pp. 347-354, Sep. 2008.
- [13] A. Katouzian, B. Baseri, E. E. Konofagou, and A. F. Laine, "Automatic detection (IVUS) images using wavelet packet signatures," in *Proc. SPIE Medical Imaging: Ultrasonics Imaging and Signal Processing*, S. A. McAleavey and J. D'hooge, Ed., vol. 6920, 8 pp., 2008.
- [14] E. D. S. Filho, M. Yoshizawa, A. Tanaka, Y. Saijo, and T. Iwamoto, "Moment-based texture segmentation of luminal contour in intravascular ultrasound images," *Journal of Medical Ultrasonics*, vol. 32, no. 3, pp. 91-99, Sep. 2005.
- [15] X. Zhang, C. R. McKay, and M. Sonka, "Tissue characterization in intravascular ultrasound images," *IEEE Trans. on Med. Imaging*, vol. 17, no. 6, pp. 889-899, Dec. 1998.
- [16] A. Konig, M. P. Margolis, R. Virmani, D. Holmes, and V. Klaus, "Technology insight: in vivo coronary plaque classification by intravascular ultrasonography radiofrequency analysis," *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine*, vol. 5, no. 4, pp. 219-229, Apr. 2008.
- [17] A. Nair, B. D. Kuban, E. M. Tuzcu, P. Schoenhagen, S. E. Nissen, and D. G. Vince, "Coronary plaque classification with intravascular ultrasound radiofrequency data analysis," in *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, vol. 106, pp. 2200-2206, 18-21 Sep. 2002.
- [18] S. M. O. Malley, J. F. Granada, S. Carlier, M. Naghavi, and I. A. Kakadiaris, "Image-based gating of intravascular ultrasound pullback sequences," *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, no. 3, pp. 299-306, May 2008.
- [19] L. S. Athanasiou, et al., "A novel semiautomated atherosclerotic plaque characterization method using grayscale intravascular ultrasound images: comparison with virtual histology," *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, vol. 16, no. 3, pp. 391-400, May 2012.
- [20] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: active contour models," *International J. of Computer Vision*, vol. 1, no. 4, pp. 321-331, Jan. 1988.



شکل ۶: (الف) مرز دقیق پلاک‌های کلسیم با الگوریتم پیشنهادی و (ب) تصویر بافت‌شناسی مجازی. رنگ سفید: پلاک کلسیم، رنگ سبز: پلاک فیبروز، رنگ زرد: پلاک فیبروز-چربی و رنگ قرمز: پلاک نکروتیک.



شکل ۷: مقایسه مساحت مرز خارجی در الگوریتم پیشنهادی با نظر پزشک متخصص.



شکل ۸: مقایسه مساحت مرز داخلی در الگوریتم پیشنهادی با نظر پزشک متخصص.

داخلی و خارجی رگ تشکیل می‌شوند، به تشخیص مرز پلاک‌های کلسیم در تصاویر پردازش شده است. نتایج تشخیص مرز با نظر پزشک متخصص اعتبارسنجی شده و نتایج تشخیص پلاک کلسیم با تصاویر بافت‌شناسی معادل آنها اعتبارسنجی شده است. همان طور که در جدول ۱ مشاهده می‌شود الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با الگوریتم پیشنهاد شده در [۲۵] که مبتنی بر مدل کانتور فعال هندسی است دارای عملکرد مناسبی است. روش پیشنهاد شده در [۲۵] در تصاویری که دارای پلاک کلسیم بزرگ هستند دارای عملکرد دقیقی نیست. همچنین روش پیشنهادی در این مقاله با روش پیشنهاد شده در [۲۱] مقایسه شده است. روش [۲۱] بر اساس مدل کانتور فعال پارامتری است و به محل قرارگیری کانتور اولیه وابسته است.

## ۱۰- سپاس‌گزاری

از جناب آقای دکتر تکی که مجموعه تصاویر استفاده شده در این مقاله را در اختیار اینجانب قرار دادند، کمال تشکر را دارم و از راهنمایی‌های جناب آقای دکتر ورد و سرکار خانم بسیج بسیار سپاس‌گزارم.

**بهشاد مهران** دانش آموخته کارشناسی و کارشناسی ارشد مهندسی برق- مخابرات از دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد به ترتیب در سال‌های ۱۳۸۹ و ۱۳۹۳ می‌باشد. از زمینه‌های مورد علاقه نام‌برده می‌توان پردازش تصویر، سیگنال، گفتار را نام برد.

**محمدرضا یزدچی** در آبان ماه ۱۳۵۴ در شهر اصفهان در کشور ایران متولد شد. او مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۷۶ در رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک از دانشگاه صنعتی اصفهان دریافت نمود. وی موفق به اخذ مدارک کارشناسی ارشد و دکترای تخصصی در رشته مهندسی پزشکی- بیوالکترونیک در سال‌های ۱۳۷۸ و ۱۳۸۵ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر تهران گردید. پس از اتمام تحصیلات، از سال ۱۳۸۵ به صورت به صورت رسمی به سمت عضو هیأت علمی گروه مهندسی پزشکی دانشکده فنی مهندسی دانشگاه اصفهان درآمد. زمینه‌های مورد علاقه وی پردازش سیگنال‌های حیاتی، گفتار، تصویر و سیستم‌های الهام گرفته زیستی می‌باشد.

**حسین پورقاسم** در سال ۱۳۸۱ مدرک کارشناسی مهندسی برق- بیوالکترونیک خود را از دانشگاه شاهد و در سال ۱۳۸۳ مدرک کارشناسی ارشد مهندسی برق- بیوالکترونیک خود را از دانشگاه تربیت مدرس دریافت نمود. در سال ۱۳۸۳ موفق به اخذ مدرک دکترای در مهندسی برق- بیوالکترونیک از دانشگاه تربیت مدرس گردید. دکتر پورقاسم از سال ۱۳۸۸ تا ۱۳۹۰ با سمت مدیر پژوهشی دانشکده برق دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد مشغول به فعالیت شد. از سال ۱۳۹۰ تا ۱۳۹۵ با سمت مدیر گروه آموزشی بیوالکترونیک در دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد مشغول به فعالیت می‌باشد. زمینه‌های مورد علاقه وی پردازش تصویر، پردازش سیگنال‌های حیاتی و شناسایی الگو می‌باشد.

- [21] A. Vard, K. Jamshidi, and N. Movahhedinia, "An automated approach for segmentation of intravascular ultrasound images based on parametric active contour models," *Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine*, vol. 35, no. 2, pp. 135-150, Mar. 2012.
- [22] G. D. Giannoglou, *et al.*, "A novel active contour model for fully automated segmentation of intravascular ultrasound images: in vivo validation in human coronary arteries," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 37, no. 9, pp. 1292-1302, Sep. 2007.
- [23] H. Zhu, Y. Liang, and M. H. Friedman, "IVUS image segmentation based on contrast," in *Proc. SPIE Medical Imaging: Image Processing*, vol. 4684, pp. 1727-1733, May 2002.
- [24] S. Osher and J. A. Sethian, "Fronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations," *J. of Computational Physics*, vol. 79, no. 1, pp. 12-49, Nov. 1998.
- [25] G. Unal, S. Bucher, G. Slabaughy, T. Fang, and K. Tanaka, "Shape-driven segmentation of the arterial wall in intravascular ultrasound images," *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, no. 3, pp. 335-347, May 2008.
- [26] T. F. Chan and L. A. Vese, "Active contours without edges," *IEEE Trans. on Image Processing*, vol. 10, no. 2, pp. 266-277, Feb. 2001.
- [27] T. F. Chan, B. Y. Sandberg, and L. A. Vese, "Active contours without edges for vector-valued images," *Visual Communication and Image Representation*, vol. 11, no. 2, pp. 130-141, Jun. 2000.
- [28] C. P. Loizou, *et al.*, "Comparative evaluation of despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery," *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 52, no. 10, pp. 1653-1669, Nov. 2005.
- [29] D. Gabor, "Theory of communication, part 1: the analysis of information," *Journal of the Institution of Radio and Communication Engineering*, vol. 93, no. 26, pp. 429-441, Nov. 1946.

Archive of SID