

مرزبندی نواحی سایه‌دار در تصاویر فراصوت داخل عروقی به کمک کانتورهای فعال

مریم بسیج، محمدرضا یزدچی، پیمان معلم و آرش تاکی

می‌شود. بر روی کنتورهای فرستنده مافوق صوت با طیف فرکانسی ۲۰ MHz تا ۴۰ MHz وجود دارد که امواج صوتی را به داخل رگ ارسال می‌کند و امواج ارسال‌شده به محتویات داخل رگ (خون، پلاک‌های تشکیل‌شده، دیواره‌های رگ و بافت‌های رگ خونی) برخورد می‌کنند. متناسب با مقاومت بافت مورد برخورد در برابر امواج فراصوت، امواج با تضعیف منعکس می‌شوند. از طرفی بر روی کنتورهای گیرنده نیز موجود است که این امواج بازتاب‌شده را دریافت می‌کند و به سیگنال‌های الکتریکی تبدیل می‌کند. با تبدیل این سیگنال‌ها به تصویر، تصویری شامل دیواره و پلاک‌های موجود در رگ به وجود می‌آید. این عمل در حالی که کنتور با سرعت ثابتی به عقب کشیده می‌شود، انجام می‌گیرد. به این صورت تصویری از سطح مقطع به صورت پیوسته از داخل رگ تهیه می‌شود [۵].

پلاک کلسیم جزء پلاک‌های سخت به شمار می‌آید و بیشتر امواج فرستنده را بازتاب می‌کند. در نتیجه امواج به بافت‌های پشت پلاک نمی‌رسند و این بافت‌ها در تصویر ایجادشده به صورت ناحیه تیره‌ای ظاهر می‌شوند.

اکثر پردازش‌های انجام‌شده بر روی تصاویر IVUS شامل تشخیص اندازه پلاک‌ها و مرزها و یا جنس پلاک‌ها می‌باشند.

آنال و دیگر همکارانش [۶] مقاله‌ای با هدف مرزبندی و ناحیه‌بندی تصاویر IVUS ارائه کردند که در این پژوهش، مجموعه‌ای از منحنی‌های مختلف مطابق با مرز داخلی و خارجی دیواره رگ، تهیه و جهت آموزش الگوریتم استفاده شد. سپس توسط وزن‌هایی که به این منحنی‌ها نسبت داده می‌شوند، کانتورها به سمت مرزها پیش خواهند رفت. پژوهش‌هایی نیز بر اساس روش کانتورهای فعال^۲ انجام شده‌اند [۷] تا [۱۰]. در این مقالات حرکت کانتورها با توجه به مشخصه خاصی از جمله انرژی کمینه صورت می‌گیرد و سپس با استفاده از پارامترهای مختلف، به بخش‌بندی این تصاویر پرداخته‌اند.

فیلپو ویژگی هر پیکسل در داخل بافت تصویر را توسط شش عدد از ماتریس‌های ممان استخراج نمود و با اعمال ماشین بردار پشتیبان^۳ (SVM) بر روی این ویژگی‌ها توانست با دقت خوبی ناحیه لومن^۴ را مشخص نماید [۱۱]. محمدی در سال ۲۰۱۰ توسط ماتریس‌های هم‌رخدادی^۵ GLCM پلاک‌ها را در دو دسته سخت و نرم قرار داد. ماتریس‌های هم‌رخداد اطلاعات آماری در مورد میزان روشنایی و موقعیت پیکسل‌های مجاور را اندازه می‌گیرند. وی سپس از روش فازی جهت مشخص کردن مرز ناحیه لومن استفاده کرد و با کمک روش‌های ریخت‌شناسی روش خود را بهبود بخشید و در آخر با اعمال یک

چکیده: تصویربرداری فراصوت داخل عروقی (IVUS)، به منظور دریافت اطلاعات دقیق‌تری از اندازه و جنس پلاک‌های تشکیل‌شده داخل عروق کرونری نسبت به آنژیوگرافی انجام می‌شود. گاهی در این تصاویر مناطقی تاریک در پشت پلاک‌های کلسیم تشکیل می‌شود که پردازش این تصاویر را مشکل می‌سازد. این مقاله به ارائه یک روش جدید جهت تشخیص و مرزبندی سایه‌ها در تصاویر IVUS می‌پردازد. در الگوریتم پیشنهادی از آستانه‌گذاری اتسو جهت شناسایی محل تشکیل سایه و از کانتورهای فعال جهت تشخیص مرزها در این ناحیه استفاده می‌شود. بر طبق آزمایش انجام‌شده روی ۳۰ تصویر نمونه، این الگوریتم با حساسیتی برابر با ۸۶٪ به درستی قادر به تشخیص مناطق سایه‌دار می‌باشد.

کلید واژه: آستانه‌گذاری اتسو، تصویربرداری فراصوت داخل عروقی، تشخیص سایه، کانتورهای فعال.

۱- مقدمه

بیماری‌های عروقی یکی از عوامل اصلی مرگ و میر در جهان محسوب می‌شوند که می‌توان از پرخطرترین آنها گرفتگی عروق کرونری قلب در هنگام خون‌رسانی به ماهیچه‌های قلب را نام برد [۱]. آنژیوگرافی یکی از راه‌های بررسی این بیماری در چند دهه گذشته است که توسط آن اطلاعات کلی در خصوص هندسه و ساختار دیواره رگ به دست می‌آید. امروزه دستگاه اولتراسوند درون‌رگی^۱ (IVUS) به صورت گسترده‌ای در زمینه تشخیص بیماری و کمک درمانی در بیماری‌های عروق قلبی استفاده می‌شود. از تصاویر IVUS می‌توان اطلاعاتی در خصوص اندازه و ساختار پلاک‌های تشکیل‌شده استخراج کرد [۲].

به دلیل فراصوت بودن این تصاویر، برای تجزیه و تحلیل آنها نیاز به پزشک متخصص در این زمینه است و از آنجا که یک فیلم تصویربرداری از یک بیمار، دارای تعداد زیادی فریم می‌باشد پردازش دستی آن بسیار زمان‌بر است. در نتیجه پژوهش‌های اخیر به سمت پردازش‌های خودکار روی آورده‌اند [۳] تا [۵].

تصویربرداری IVUS توسط وسیله‌ای به نام کنتور^۲ داخل رگ انجام

این مقاله در تاریخ ۷ شهریور ماه ۱۳۹۱ دریافت و در تاریخ ۲۴ بهمن ماه ۱۳۹۱ بازنگری شد.

مریم بسیج، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، (email: n_basij@yahoo.com).

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

پیمان معلم، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، (email: p_moalloom@eng.ui.ac.ir).

آرش تاکی، گروه کامپیوتر- کمک پزشکی، دانشگاه صنعتی مونیخ، آلمان، (email: taki@cs.tum.edu).

1. Intravascular Ultrasound

2. Catheter

3. Active Contours

4. Support Vector Machine

5. Lumen

6. Gray Level Co-Occurrence Matrix

تصویر ظاهر می‌شود. در نتیجه با یک آستانه‌گذاری سراسری^۸ مناسب می‌توان این پلاک‌ها را تشخیص داد. این در حالی است که علاوه بر پلاک کلسیم حلقه نورانی کمتر نیز به طور نادرستی به عنوان پلاک کلسیم انتخاب می‌شود و بنابراین در مرحله پیش‌پردازش نیاز است این حلقه حذف گردد.

۳- تشخیص و حذف حلقه کمتر

به دلیل آن که حلقه کمتر به صورت دایره‌ای شکل است می‌توان توسط تبدیل هاف دایره‌ای^۹ آن را آشکار کرد. هاف دایره‌ای روشی است برگرفته برگرفته از الگوریتم هاف خطی که قادر به تشخیص دایره حتی در تصاویر نویزدار می‌باشد [۲۳].

جهت تشخیص دایره در تصاویر می‌توان از (۱) در الگوریتم هاف استفاده کرد

$$r^2 = (x-a)^2 + (y-b)^2 \quad (۱)$$

در رابطه فوق، a و b به عنوان مختصات مرکز دایره و r جهت اندازه شعاع دایره، پارامترهای معادله در نظر گرفته می‌شوند. کاملاً واضح است که فضای پارامتری مربوط به دایره \mathbb{R}^2 می‌باشد و در نتیجه آشکارسازی دایره از طریق هاف، حجم بالا و زمان زیادی را صرف می‌کند. به دلیل آن که در تصاویر IVUS مراکز حلقه‌های کمتر در مرکز تصویر قرار می‌گیرند، پارامترهای a و b ثابت هستند و تنها پارامتر r به عنوان متغیر و مجهول در این معادله محسوب می‌شود و در نتیجه زمان برنامه را به شدت کم و حجم پایینی را طلب می‌کند. برای کمتر کردن میزان محاسبات در ابتدا توسط یکی از روش‌های لبه‌یابی و یا آستانه‌گذاری، لبه‌های داخل تصویر مشخص می‌شوند و پردازش تنها بر روی این پیکسل‌ها انجام می‌گیرد. سپس هر لبه را جزئی از دایره با مراکز مختلف و شعاع‌های مختلف مدل کرده و مقدار آن در ماتریس انبار که اندازه‌ای برابر با فضای پارامترها دارد، افزایش داده می‌شود. بدین طریق تمامی نقاط لبه تصویر اصلی با ترسیم دایره‌ای به شعاع دلخواه و افزایش مقادیر در انبار، بررسی می‌شوند و در نتیجه مقادیری از پارامترها که بیشترین نقاط از آنها می‌گذرند وجود یک دایره را با آن پارامترها در تصویر به ما نشان می‌دهند. البته این الگوریتم بیشتر برای دایره‌ای با یک شعاع یکسان به کار می‌رود زیرا همان طور که مشخص است هر چه دایره بزرگ‌تر باشد، محیط آن نیز بزرگ‌تر و در نتیجه تعداد پیکسل‌های داخل انبار بیشتر می‌شود. این بدین معنی است که برای یافتن دایره‌ای با شعاع‌های متفاوت در صورت داشتن دایره‌ای ناقص با شعاع بزرگ و دایره‌ای کامل با شعاع کوچک، دایره بزرگ‌تر یک دایره تشخیص داده می‌شود. برای حل این مشکل از روشی جهت تعیین میزان دایره کامل بودن استفاده شد که در آن مقادیر داخل انبار در هر شعاع بر تعداد پیکسل‌های یک دایره کامل با همان شعاع تقسیم می‌شود (رابطه (۲)). عدد به دست آمده از (۲) برای هر دایره عددی بین ۰ تا ۱ را اختیار می‌کند به صورتی که عدد ۱ نشانگر دایره کامل می‌باشد و اعداد کوچک‌تر، دایره ناقص را شامل می‌شوند

= میزان کامل بودن دایره

$$\text{تعداد پیکسل‌های دایره آشکار شده} \quad (۲)$$

تعداد پیکسل‌های دایره کامل با همان شعاع

8. Global Thresholding
9. Circle Hough Transform

خوشه‌بندی فاز^۱ پلاک‌های سخت و نرم را از هم جدا نمود [۱۲]. رودکی در سال ۲۰۰۸ توانست توسط فیلترهای گبر^۲ ویژگی‌های پلاک‌ها را استخراج نماید و توسط ماشین بردار پشتیبان پلاک‌ها را به سه نوع نکروتیک^۳، کلسیم^۴ و فیبرولیپید^۵ دسته‌بندی کرد [۱۳] و فیلهو در سال ۲۰۰۶ الگوریتمی توسط آستانه‌گذاری جهت تشخیص پلاک کلسیم ارائه داد و به کمک روش آماری و با توجه به وجود سایه در پشت پلاک کلسیم، این پلاک را با دقت بالایی تشخیص داد و در سال ۲۰۱۰ با تغییراتی که در محاسبه ویژگی آماری الگوریتم قبلی داد آن را بهبود بخشید [۱۴] و [۱۵].

در اکثر پژوهش‌ها، سایه در تصاویر باعث پایین آمدن میزان دقت و یا گاهی مختل شدن الگوریتم می‌شود [۵] و [۱۲]. فتحی‌آذر در سال ۲۰۱۱ از روش آستانه‌گذاری بر روی هیستوگرام و با استفاده از روش فازی نوع دوم^۶ توانست سایه‌ها را در تصاویر پیدا کند [۱۶].

بعضی از الگوریتم‌های ارائه‌شده در زمینه پردازش بر تصاویر IVUS به دلیل وجود نویز اسپیکل دچار مشکل می‌شوند، بنابراین در اکثر اوقات با روش‌های حذف نویز همراه می‌شوند [۱۷] و [۱۸].

هدف از این مقاله تشخیص محل سایه‌ها توسط روش اصلاح‌شده آستانه‌گذاری اتسو^۷ و سپس یافتن مرزهای آن با دقت بالایی توسط کانتورهای فعال می‌باشد.

امروزه مدل‌های مختلف کانتورهای فعال در زمینه‌های مختلف پردازش تصویر و بینایی ماشین از جمله بخش‌بندی تصاویر و تشخیص مرزها به کار می‌روند [۱۰]، [۱۹] و [۲۰]. مدل‌های کانتور فعال که به دلیل شکل خاص و نوع عملکردشان به عنوان مدل‌های ماری هم شناخته می‌شوند، اولین بار در سال ۱۹۸۷ توسط کاس و همکاران به کمک انرژی کمینه در منحنی‌ها تعریف شدند [۲۱]. مدل کانتورهای فعال بدون لبه در سال ۲۰۰۱ توسط چان و وس ارائه شد [۲۲] که در آن از روش تکامل تدریجی منحنی‌ها استفاده می‌شود و بر خلاف کانتورهای ارائه‌شده در قبل به گرادیان در تصویر بستگی ندارد. این نوع کانتور به نویز در تصویر حساس نمی‌باشد و مرزها را به خوبی در تصویر مشخص می‌کند.

قبل از اعمال الگوریتم، پیش‌پردازش‌هایی به منظور حذف آرتیفکت‌ها بر روی تصاویر انجام می‌گیرد که چگونگی آن توسط الگوریتم هاف و آستانه‌گذاری اتسو به ترتیب در بخش‌های ۳ و ۴ بیان شده است. در ادامه، شرح کامل الگوریتم پیشنهادی به همراه آستانه‌گذاری، جهت تشخیص نواحی سایه‌دار در بخش ۵ و طریقه مرزبندی این نواحی با کمک اعمال کانتورهای فعال در بخش ۶ آمده است و در پایان حاصل مقایسه نتایج به دست آمده با نظر پزشک مختص در بخش ۷ بیان شده است.

۲- پردازش اولیه جهت حذف درست نماها

به دلیل ضعیف بودن امواج فراصوت در مقابل پلاک‌های سخت، این امواج قادر به عبور از آنها نیستند، در نتیجه منطقه تاریکی در پشت این پلاک‌ها به عنوان ناحیه سایه به وجود می‌آید. از طرفی به دلیل بازتاب زیاد امواج فراصوت از پلاک کلسیم، این پلاک به صورت بسیار روشن در

1. Fuzzy Clustering
2. Gabor Filters
3. Necrotic
4. Calcium
5. Fibrolipid
6. Type 2 Fuzzy
7. Otsu Thresholding

$$\mu_k = \sum_{i=k+1}^L i \Pr(i|C_i) = \sum_{i=k+1}^L \frac{iP_i}{\omega_k} = \frac{\mu_T - \mu(k)}{1 - \omega(k)} \quad (8)$$

و میانگین کل شدت پیکسل‌ها در تصویر از (۹) به دست می‌آید

$$\mu_T = \sum_{i=1}^L iP_i \quad (9)$$

در نتیجه رابطه‌ای به صورت زیر خواهیم داشت

$$\omega_k \mu_k + \omega_k \mu_k = \mu_T, \quad \omega_k + \omega_k = 1 \quad (10)$$

حال می‌توان واریانس در هر گروه را از (۱۱) بدست آورد

$$\sigma_k^2 = \sum_{i=1}^k (i - \mu_k)^2 \Pr(i|C_k) = \sum_{i=1}^k \frac{(i - \mu_k)^2 P_i}{\omega_k} \quad (11)$$

$$\sigma_k^2 = \sum_{i=k+1}^L (i - \mu_k)^2 \Pr(i|C_k) = \sum_{i=k+1}^L \frac{(i - \mu_k)^2 P_i}{\omega_k} \quad (12)$$

و واریانس کل تصویر از (۱۳) حاصل می‌شود

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^L (i - \mu_T)^2 P_i \quad (13)$$

برای ارزیابی "خوب بودن" آستانه در سطح k ، متغیر زیر برآورد می‌شود

$$\eta = \frac{\sigma_B}{\sigma_T} \quad (14)$$

که در معادله بالا σ_B واریانس بین گروهی است که به صورت زیر تعریف می‌شود

$$\sigma_B^2 = \omega_k (\mu_k - \mu_T)^2 + \omega_k (\mu_k - \mu_T)^2 \quad (15)$$

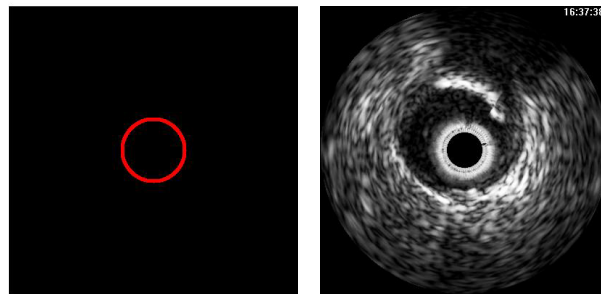
در نتیجه می‌توان نوشت

$$\sigma_B^2 = \omega_k \omega_k (\mu_k - \mu_T)^2 \quad (16)$$

از آنجا که مقدار σ_T^2 ثابت است، در ماکزیمم مقدار σ_B^2 بهترین حد آستانه به دست می‌آید. متغیر σ_B میزان تفکیک‌پذیری بین دو گروه را نشان می‌دهد زیرا همان طور که در معادله مشخص است هرچه میانگین دو گروه از یکدیگر دورتر باشد، σ_B بزرگ‌تر خواهد شد و این واریانس تنها زمانی صفر می‌شود که تمام سطوح شدت در تصویر یکسان باشد که به معنی وجود فقط یک گروه از پیکسل‌ها است.

پس از محاسبه σ_B برای تمام مقادیر صحیح k ($0 < k < L-1$)، بیشترین مقدار در σ_B بهترین k یا همان آستانه بهینه را نتیجه می‌دهد. پس از انجام آزمایش‌های مکرر بر روی داده‌ها، به صورت تجربی به این نتیجه دست یافتیم که با دو بار اعمال آستانه‌گذاری اتسو می‌توان به درستی، مناطق با روشنایی بالا در تصویر را تشخیص داد. به این صورت که آستانه‌گذاری بر روی کل تصویر اعمال می‌شود و هیستوگرام جدیدی برای پیکسل‌هایی که شدتی بیشتر از حد آستانه قبلی دارند، محاسبه می‌گردد و بر روی هیستوگرام جدید باز آستانه‌گذاری اعمال می‌شود. حال توسط حد آستانه، مناطق روشن در تصویر از جمله پلاک‌های کلسیم و آرتیفکت‌هایی مانند حلقه کتتر در تصویر آشکار می‌شوند.

جهت تشخیص و حذف حلقه کتتر بر روی تصویر به دست آمده از اعمال آستانه‌گذاری اتسو، تابع هاف دایره‌ای همان طور که توضیح داده شد، اعمال می‌گردد و بزرگ‌ترین شعاع دایره کامل در تصویر محاسبه می‌شود. حلقه کتتر آشکار شده توسط آستانه‌گذاری اتسو و تبدیل هاف در شکل ۱ به صورت حلقه نشان داده شده است.



شکل ۱: (الف) نمونه‌ای از تصویر IVUS تهیه‌شده از داخل کرونر و (ب) حلقه کتتر آشکار شده توسط الگوریتم هاف.

فرآیند یافتن لبه‌ها در تصویر می‌تواند توسط هر روش تشخیصی لبه دلخواه مثل سوبل، کنی یا هر عمل ریخت‌شناسی دیگر انجام گیرد [۲۴] و [۲۵]. برای پیدا کردن لبه‌ها از روش آستانه‌گذاری اتسو که یک روش آستانه‌گذاری سراسری بهینه است استفاده می‌شود که در بخش ۴ به آن می‌پردازیم.

۴- آستانه‌گذاری اتسو

از آنجا که سطح آستانه‌گذاری برای هر تصویری ممکن است متفاوت باشد می‌توان آستانه‌گذاری‌های وفقی سراسری قدرتمندی مانند اتسو به کار برد که در آن با توجه به هیستوگرام تصویر مقدار بهینه جهت آستانه‌گذاری تعیین می‌شود [۲۶]. آستانه‌گذاری اتسو به دلیل سادگی الگوریتم در محاسبات و بی‌نیاز بودنش به پارامتر یا نظارت، در این مقاله مورد استفاده واقع شد.

اگر فرض شود تعداد کل پیکسل‌های تصویر N و تعداد پیکسل‌ها در سطح خاکستری i ام برابر با n_i باشد، داریم

$$N = n_1 + n_2 + \dots + n_L \quad (3)$$

به طوری که L برابر با تعداد کل سطوح خاکستری در تصویر است. از طرفی هیستوگرام هنجار شده دارای مؤلفه‌هایی به صورت زیر می‌باشد

$$P_i = \frac{n_i}{N}, \quad P_i \geq 0, \quad \sum_{i=1}^L P_i = 1 \quad (4)$$

حال اگر فرض شود مقدار آستانه یا $T(k)$ برابر با k و $0 < k < L-1$ باشد و از آن برای آستانه‌گذاری تصویر ورودی به دو گروه C_1 و C_2 استفاده شود، به طوری که C_1 شامل تمام پیکسل‌هایی در تصویر باشند که به ترتیب مقادیر شدت آنها در بازه $[k+1, L-1]$ و $[0, k]$ قرار دارند، با استفاده از این آستانه، احتمال این که پیکسلی به گروه C_2 نسبت داده شود به صورت زیر نمایش داده می‌شود

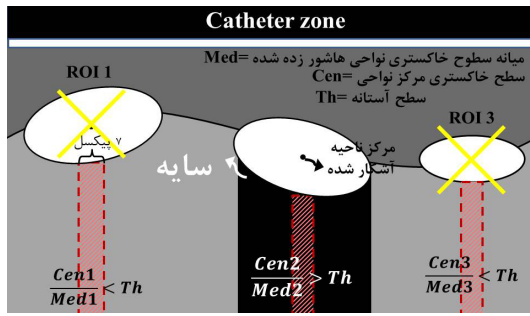
$$\omega = \Pr(C_2) = \sum_{i=1}^k P_i = \omega(k) \quad (5)$$

و برای C_1 داریم

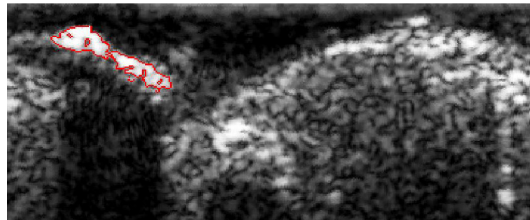
$$\omega = \Pr(C_1) = \sum_{i=k+1}^L P_i = 1 - \omega(k) \quad (6)$$

برای محاسبه میانگین مقدار شدت پیکسل‌ها داریم

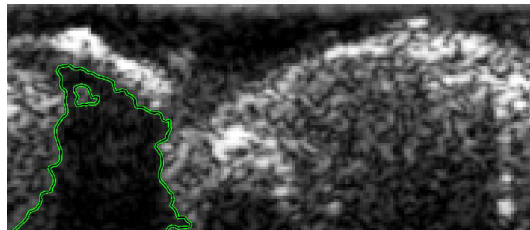
$$\mu = \sum_{i=1}^k iP_i = \sum_{i=1}^k \frac{iP_i}{\omega} = \frac{\mu(k)}{\omega(k)} \quad (7)$$



شکل ۴: الگوریتم اعمال شده برای تشخیص پلاک کلسیم.



(الف)



(ب)

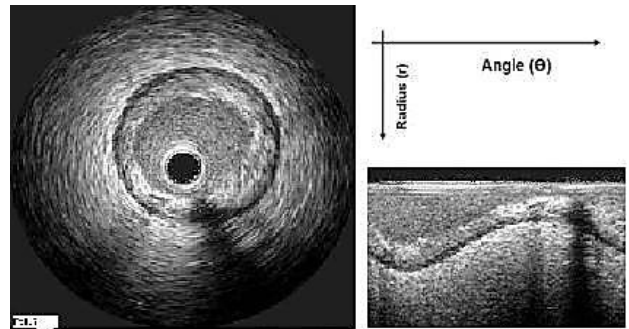
شکل ۵: (الف) پلاک کلسیم آشکار شده و (ب) ناحیه تاریک پشت پلاک کلسیم.

۵- الگوریتم پیشنهادی جهت تشخیص سایه

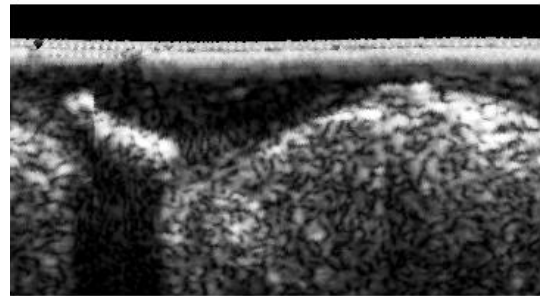
از مشخصه دیگر پلاک‌های کلسیم، سایه‌ای است که پشت آنها تشکیل می‌شود. امپدانس آکوستیکی نسبی بسیار بالای موجود در رسوب کلسیمی موجب می‌شود تا موج بازگشتی از مرز آن زیاد باشد و لذا میزان موج عبوری به بافت عمیق‌تر ناچیز شود. به همین دلیل قسمت‌های عمیق‌تر رگ در پشت رسوب کلسیمی به شکل سایه در تصویر دیده می‌شود. این سایه دارای سطح خاکستری پایینی می‌باشد و به صورت ناحیه‌ای تاریک در تصویر ظاهر می‌شود به همین دلیل می‌توان از این خصوصیت جهت تشخیص پلاک کلسیم و به طور هم‌زمان سایه استفاده نمود [۱۴]. در این روش، ناحیه‌ی آشکار شده در پشت پلاک بررسی می‌گردد و در صورت نزدیک بودن به خصوصیت مناطق سایه‌دار (پایین بودن شدت روشنایی پیکسل‌ها)، به عنوان منطقه سایه در نظر گرفته می‌شود.

مراحل الگوریتم استفاده شده همان طور که به صورت تصویری در شکل ۴ مشخص است به شرح زیر است:

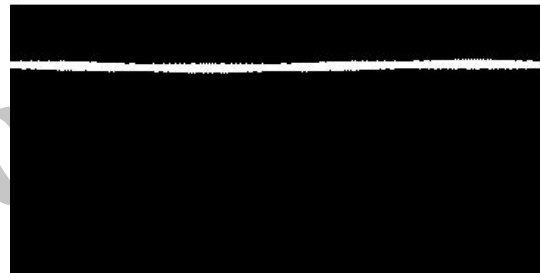
- (۱) مرکز هر یک از نواحی آشکار شده محاسبه گردد.
 - (۲) میانه در پنجره‌ای به عرض ۷ پیکسل از مرکز نواحی و طولی از همان مرکز تا انتهای تصویر، محاسبه گردد.
 - (۳) محاسبه متغیری که از تقسیم شدت نور پیکسل مرکزی بر میانه به دست می‌آید.
 - (۴) مقایسه متغیر به دست آمده با حد آستانه. اگر متغیر از حد آستانه بیشتر باشد نشان‌دهنده کلسیم بودن نواحی آشکار شده می‌باشد.
- شکل ۵ پلاک کلسیم آشکار شده به همراه سایه پشت پلاک را در تصویر اصلی نشان می‌دهد.



شکل ۲: نمونه‌ای از تصویر IVUS تهیه شده از داخل کرونر و حاصل تبدیل مختصات قطبی [۱۲].



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۳: (الف) تصویر IVUS پس از تبدیل مختصات، (ب) حلقه کتر آشکار شده و (ج) حذف حلقه کتر از تصویر.

حال با توجه به این موضوع که تصاویر موجود اولیه به صورت دوار هستند و این عامل می‌تواند محاسبات بعدی را تا حدی مشکل سازد، برای ساده‌سازی می‌توان از تبدیل مختصات استفاده کرد. در واقع تصویر اولیه در مختصات دکارتی می‌باشد. این تصویر به دلیل دوار بودن طی یک تبدیل به مختصات قطبی، به صورت مختصات دکارتی در می‌آید (شکل ۳).

پس از اعمال تبدیل، تصویر به اندازه دایره آشکار شده در قسمت قبل، برش داده می‌شود. تصویر در مختصات قطبی و تصویر برش داده شده در شکل ۳ نشان داده شده است.

در اکثر مواقع در پشت پلاک‌های کوچک سایه تشکیل نمی‌شود. در گام بعد نواحی کوچکی که در آستانه‌گذاری اتسو آشکار شده‌اند، توسط روش‌های ریخت‌شناسی حذف می‌گردد و در ادامه، پردازش‌هایی بر روی باقیمانده نواحی آشکار شده انجام می‌پذیرد.

جدول ۱: نتایج به دست آمده از الگوریتم پیشنهادی.

تعداد کل داده‌ها	TP	TN	FP	FN
۳۰	۱۳	۱۱	۴	۲
حساسیت*	%۸۶			
اختصاصی بودن**	%۷۳			

* Sensitivity
** Specificity

جدول ۲: نتایج به دست آمده از الگوریتم پیشنهادی.

الگوریتم پیشنهادی	روش فازی نوع دوم [۱۶]	میزان اختلاف سطح
6.87 ± 2.41	8.03 ± 1.85	

$$\frac{\nabla \phi}{\partial t} = \delta_e(\phi) \times (\eta \operatorname{div}(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|}) - v - \gamma_1(I - u_1)^2 + \gamma_2(I - u_2)^2) \quad (20)$$

در الگوریتم پیشنهادی از کاتوره‌های بدون لبه با پنجره اولیه‌ای با اندازه 7×7 پیکسل در پشت پلاک کلسیم و در وسط قسمت هاشورخورده استفاده می‌شود (شکل ۶). اندازه پنجره پس از اعمال الگوریتم بر روی تعداد زیادی از تصاویر گوناگون به صورت تجربی به دست آمد و در این پژوهش $\eta = 0.2$, $v = 0$, $\gamma_1 = \gamma_2 = 1$ قرار داده شد. به دلیل بزرگ بودن ناحیه سایه در بعضی از تصاویر و بالابردن دقت در مرزها بیشترین مقدار تکرار برابر با ۵۰۰ در نظر گرفته شد.

۷- نتایج

هدف از اجرای این پروژه ابداع روشی جدید در ناحیه‌بندی و تشخیص سایه در تصویر IVUS می‌باشد. در بخش‌های قبل، نتایج قابل قبولی به دست آمد

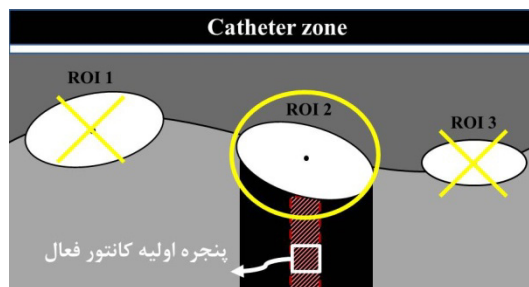
این پروژه بر روی ۱۰۰ تصویر IVUS (400×400 pixels) تهیه شده از ۵ بیمار مختلف با فرکانس ۲۰ MHz و سرعت پول‌بک 0.5 mm/s انجام شد [۲۷].

در ابتدا کل تصاویر به دو دسته سایه‌دار و بدون سایه تفکیک و سپس از میان هر گروه ۱۵ عدد به طور تصادفی انتخاب شدند.

متأسفانه هم‌اکنون تصاویری که در آنها مناطق سایه‌دار به صورت استاندارد متمایز شده باشند وجود ندارند، بنابراین جهت اندازه‌گیری میزان کارایی و نتایج به دست آمده از الگوریتم پیشنهادی، از پزشک متخصص در این زمینه کمک گرفته شد. به صورتی که در ابتدا پزشک متخصص نواحی سایه‌دار را بر روی تصاویر اصلی مشخص نمود و سپس نتایج به دست آمده از این مقاله به ایشان نشان داده شد تا در مورد صحت مناطق آشکار شده نظر خود را اعلام نماید. جدول ۱ نتایج به دست آمده را نشان می‌دهد.

همچنین جهت بررسی میزان دقت در مرزهای آشکار شده، از اختلاف بین دو سطح ناحیه سایه‌دار در نتایج و نظر پزشک استفاده شد که در جدول ۲ نتیجه آن را در مقایسه با روش ارائه شده در [۱۶] خواهید دید.

گاهی ارتفاع سایه تشکیل شده در پشت پلاک کلسیم بسیار کوتاه است و باعث می‌شود پنجره کاتوره فعال بر روی مرز پلاک کلسیم و مناطق سایه‌دار قرار گیرد که به رشد نادرست کاتوره منجر می‌شود و مناطق غیر



شکل ۶: مکان پنجره اولیه کاتوره فعال.

۶- تشخیص مرزها در سایه‌ها

یک مرز فعال با منحنی پارامتری $v(s) = (x(s), y(s))$ و $s \in [0, 1]$ نمایش داده می‌شود که x و y موقعیت مختصاتی و s متغیر فضای پارامتری می‌باشد که به صورت پیوسته از صفر تا یک تغییر می‌کند. این منحنی در تصویر طوری تغییر می‌کند که تابع انرژی زیر کمینه شود

$$E_{snake} = \int_0^1 [\frac{\alpha}{2} (|v'(s)|)^2 + \beta |v''(s)|^2 + E_{ext}(v(s))] ds \quad (17)$$

که در آن طول منحنی توسط جمله $\int_0^1 |v'(s)|^2 ds$ دخالت داده می‌شود و میزان تأثیرگذاری آن در رابطه فوق توسط ضریب α تعیین می‌گردد. $\int_0^1 |v''(s)|^2 ds$ تقریبی از انحنای منحنی است که تأثیر این جمله با تنظیم β کنترل می‌گردد، در نتیجه ضرایب α و β مقادیر مثبتی هستند که حالت‌های ارتجاعی (طول) و سختی (انحنا) کاتوره را کنترل می‌کنند.

در مدل‌های کاتوره هندسی، یک تابع سطح دامنه^۱ تعریف می‌شود که توسط یک جمله سرعت نسبت به ویژگی‌های تصویر و خصوصیات کاتوره، باعث تغییر شکل کاتوره می‌شود.

اگر فرض شود $I(x, y)$ تابع شدت روشنایی پیکسل‌ها در تصویر باشد، در مدل کاتوره چان-وس جمله‌ای به صورت زیر تعریف می‌شود که در صورت قرارگرفتن کاتوره بر روی مرزهای بافت، تابع کمترین مقدار را خواهد داشت

$$F(u, u_r, U) = \eta \cdot \text{length}(U) + v \cdot \text{area}(\text{inside}(U)) + \gamma_1 \int_{\text{inside}(U)} |I(x, y) - u_1|^2 + \gamma_2 \int_{\text{Outside}(U)} |I(x, y) - u_2|^2 \quad (18)$$

در رابطه بالا $\eta \geq 0$, $v \geq 0$, $\gamma_1, \gamma_2 > 0$ و همچنین C نمایانگر منحنی کاتوره می‌باشد و u_1 و u_2 به ترتیب از مقدار متوسط تصویر در داخل و خارج از منحنی به دست می‌آیند. در اکثر مواقع γ_1 و γ_2 با هم برابرند. اگر فرض شود به جای $U \subset \Omega$ داشته باشیم $R: \Omega \rightarrow \mathbb{R}$ می‌توان رابطه تابع سازگارکننده آن را به صورت زیر نیز نوشت

$$E(u, u_r, U) = \eta \int_{\Omega} \delta(\phi(x)) |\nabla \phi(x)| dx + v \int_{\Omega} H(\phi(x)) dx + \gamma_1 \int_{\text{inside} U} |I - u_1|^2 H(\phi(x)) dx + \gamma_2 \int_{\text{outside} U} |I - u_2|^2 (1 - H(\phi(x))) dx \quad (19)$$

به طوری که H و δ به ترتیب تابع ضربه و تابع پله هستند. با ثابت نگه داشتن ϕ در تابع انرژی E و مشتق‌گیری از آن نسبت به u_1 و u_2 و کمینه نگه داشتنش نسبت به ϕ با به کارگیری روش کاهنده گرادیان به رابطه زیر می‌رسیم که معادله جریان گرادیان را به ما نشان می‌دهد

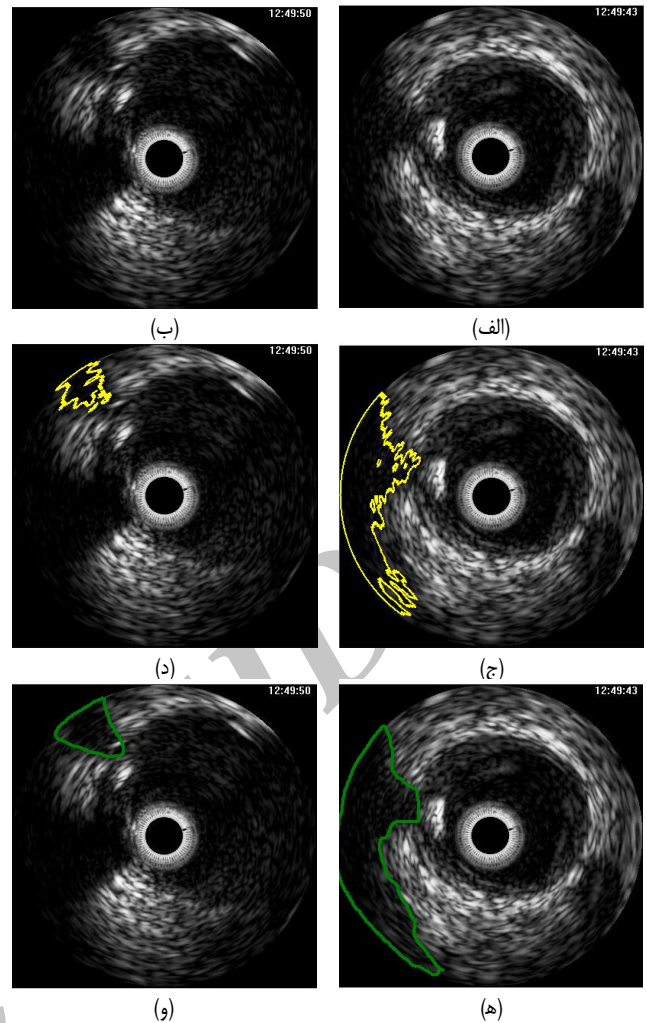
IVUS که با کتترهای مختلف تصویربرداری شده‌اند، استفاده شود و راهکاری برای کم کردن زمان برنامه در این مرحله پیشنهاد شد.

۹- سپاس‌گزاری

از جناب دکتر منصور جهانگیری به خاطر همفکری‌ها و کمک‌های بی‌دریغشان در تمام مراحل انجام این پژوهش کمال تشکر را داریم.

مراجع

- [1] G. Mendizabal - Ruiz, M. Rivera, and I. A. Kakadiaris, "A probabilistic segmentation method for the identification of luminal borders in intravascular ultrasound images," in *Proc. IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition*, 8 pp., Jun. 2008.
- [2] D. Haiyan and L. Hong, "Texture analysis and characteristic identification about plaque tissues of IVUS," in *Proc. Inter Conf. on Computational and Information Sciences*, pp. 873-876, Dec. 2010.
- [3] A. Ashoori, B. Moshiri, and S. K. Setarehdan, "Fuzzy image fusion application in detecting coronary layers in IVUS pictures," in *Proc. 3rd Int. Symp. on Communications, Control, and Signal Processing*, pp. 20-24, Mar. 2008.
- [4] M. Jourdain, J. Meunier, J. Sequeira, G. Cloutier, and J. C. Tardif, "Intravascular ultrasound image segmentation: a helical active contour method," in *Proc. 2nd Inter Conf. on Image Processing Theory Tools and Applications, IPTA*, pp. 92-97, Jul. 2010.
- [5] 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. 1, pp. 131-141, Jun. 2004.
- [6] G. Unal, S. Bucher, G. Slabaugh, 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.
- [7] R. Sanz - Requena, M. David, D. R. Garcia - Sanchez, V. Bodi, J. J. Rieta, and J. M. Sanchis, "Automatic segmentation and 3D reconstruction of intravascular ultrasound," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 31, no. 2, pp. 71-80, Jan. 2007.
- [8] X. Zhu, P. Zhang, J. Shao, Y. Cheng, Y. Zhang, and J. Bai, "A snake - based method for segmentation of intravascular ultrasound images and its in vivo validation," *Ultrasonics*, vol. 51, no. 2, pp. 181-189, Feb. 2011.
- [9] E. Russeau, C. L. de Korte, F. Mastik, J. A. Schaar, and A. F. W. van der Steen, "Fully automatic luminal contour segmentation in intracoronary ultrasound imaging - a statistical approach," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 23, no. 5, pp. 554-566, May 2004.
- [10] K. Sun, Z. Chen, and S. Jiang, "Local morphology fitting active contour for automatic vascular segmentation," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 2, pp. 464-473, Feb. 2012.
- [11] E. D. Santos Filho, M. Yoshizawa, A. Tanaka, Y. Saijo, and T. Iwamoto, "Moment-based texture segmentation of luminal contour in intravascular ultrasound images," *The Japan Society of Ultrasonics in Medicine*, vol. 32, no. 3, pp. 91-99, Sep. 2005.
- [12] S. Mohammadi, M. Yazdchi, A. Karimian, and H. Mohammadi, "Automatic plaque detection in IVUS images: a textural approach," in *Proc. 3rd Inter Conf. on Modeling and Simulation*, pp. 7-9, Jan. 2011.
- [13] 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, Jan. 2008.
- [14] E. D. Santos Filho, Y. Saijo, 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*, pp. 446-454, Jul. 2006.
- [15] E. D. Santos Filho, Y. Saijo, A. Tanaka, and M. Yoshizawa, "Detection and quantification of calcifications in intravascular ultrasound images by automatic thresholding," *Ultrasonics in Medicine and Biology*, vol. 34, no. 1, pp. 160-165, Jan. 2010.
- [16] E. Fathi - Azar and S. K. Setarehdan, "Type2 fuzzy set based automatic shadow region segmentation in intra vascular ultrasound images," in *Proc. IEEE Inter Conf. on Signal and Image Processing Applications*, pp. 354-359, Nov. 2011.
- [17] T. Koga, E. Uchino, and N. Suetake, "Automated boundary extraction and visualization system for coronary plaque in IVUS



شکل ۷: (الف) و (ب) ۲ نمونه از تصاویر اصلی IVUS، (ج) و (د) تصاویر خروجی از الگوریتم پیشنهادی و (ه) و (و) تصاویر ناحیه‌بندی شده توسط پزشک.

سایه‌دار مرزبندی می‌شوند. با اندازه‌گرفتن بیشترین مقدار شدت روشنایی در پنجره اولیه کانتور فعال و مقایسه آن با میانه می‌توان به مشکل پی برد و با کوچک کردن پنجره و یا حرکت آن می‌توان پنجره را در جای مناسب قرار داد. شکل ۷ نمونه‌ای از نتایج خروجی را نشان می‌دهد.

۸- نتیجه‌گیری

در تصاویر IVUS در پشت پلاک کلسیم، سایه‌ای تشکیل می‌شود که پردازش این تصاویر را مشکل می‌سازد و حتی گاهی باعث خطا در تشخیص مرزها می‌شود. هدف از این پژوهش تشخیص سایه و آشکارسازی لبه‌های سایه در این تصاویر می‌باشد.

پلاک کلسیم به دلیل روشن‌تر بودن آن نسبت به بافت‌های اطرافش توسط یک الگوریتم برگرفته از آستانه‌گذاری سراسری وفقی تشخیص داده شد و از آنجا که سایه‌ها در پشت پلاک کلسیم تشکیل می‌شوند، مرزهای سایه‌ها به کمک یکی از مدل‌های کانتورهای فعال به نام کانتور فعال بدون لبه که در آن از روشی بهینه جهت پیدا کردن مرزها استفاده می‌شود، مشخص شدند.

توجه به این نکته ضروری است که نتایج به دست آمده برای روش پیشنهادی بدون اعمال هیچ الگوریتمی جهت حذف نویز اسپکل حاصل گردیده است که این امر نشان‌دهنده مقاوم بودن آن نسبت به نویز اسپکل است و باعث بالاتر رفتن سرعت پردازش می‌شود. همچنین در این مقاله برای حذف ناحیه کنتور روشی خودکار ارائه شد که می‌تواند در تمام تصاویر

محمدرضا یزدچی در آبان‌ماه 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 رسمی به سمت عضو هیأت علمی گروه مهندسی پزشکی دانشکده فنی مهندسی دانشگاه اصفهان در آمد. زمینه‌های مورد علاقه وی پردازش سیگنال‌های حیاتی، گفتار، تصویر و سیستم‌های الهام گرفته زیستی می‌باشد.

پیمان معلم دانش آموخته کارشناسی و کارشناسی ارشد مهندسی الکترونیک، به ترتیب در سال ۱۳۷۰ و ۱۳۷۴ از دانشگاه صنعتی اصفهان و دانشگاه صنعتی امیرکبیر می‌باشد. نامبرده در سال ۱۳۸۲ موفق به اخذ درجه دکترا در مهندسی برق از دانشگاه صنعتی امیرکبیر گردید. دکتر معلم از سال ۱۳۸۲ به عنوان عضو هیأت علمی در دانشگاه اصفهان مشغول خدمت گردید و هم‌اکنون دانش یار گروه مهندسی برق دانشکده فنی و مهندسی و عضو گروه پژوهشی پردازش کاربردی تصویر و سیگنال دانشگاه اصفهان می‌باشد. زمینه‌های علمی مورد علاقه ایشان شامل موضوعاتی مانند پردازش تصاویر و ماشین بینایی، توسعه شبکه‌های عصبی و پردازش هوشمند سیگنال‌ها می‌باشد. اجرای بیش از ۳۰ پروژه کاربردی، تألیف بیش از ۲۲۵ عنوان مقاله در مجلات و کنفرانس‌های معتبر بین‌المللی و ملی و نیز تألیف ۳ عنوان کتاب در فعالیت‌های پژوهشی ایشان دیده می‌شود. ایشان در سال‌های ۱۳۸۸ و ۱۳۹۰ به عنوان پژوهش‌گر برتر استان اصفهان در حوزه مهندسی انتخاب شده و در سال ۱۳۹۱ عنوان پژوهش‌گر برتر در دومین جشنواره بین‌المللی تحقیق و توسعه ایران را کسب کرده‌اند.

آرش تاکی مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۷۹ در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه صنعتی امیرکبیر تهران دریافت نمود. وی در سال ۱۳۸۲ موفق به اخذ مدارک کارشناسی ارشد خود در رشته مهندسی پزشکی- بیوالکترونیک از دانشگاه تهران گردید و در سال ۱۳۸۹ مدرک دکترا خود را در زمینه تصویربرداری پزشکی از دانشگاه صنعتی مونیخ دریافت نمود. وی اکنون به عنوان مشاور علمی و مدرس در دانشگاه صنعتی مونیخ مشغول به کار می‌باشد. از زمینه‌های علمی مورد علاقه وی می‌توان پردازش تصاویر پزشکی و اولتراسوند، پردازش سیگنال و سیستم نظارت بر بیمار را نام برد. ایشان تاکنون مولف دو کتاب و ۱۵ مقاله ژورنال و کنفرانس بین‌المللی می‌باشد.

image by using fuzzy inference - based method," in *Proc. IEEE Inter Conf. on Fuzzy Systems*, pp. 1966-1973, Jun. 2011.

- [18] F. Yousefi Rizi and S. K. Setarehdan, "Noise reduction in intravascular ultrasound images using curvelet transform and adaptive complex diffusion filter: a comparative study," in *Proc. 20th Iranian Conf. on Electrical Engineering* May 2012.
- [19] S. Mssedi, M. Ben Salah, R. Abdelfattah, and A. Mitiche, "Extraction of road network using a modified active contour approach," in *Proc. IEEE Inter Conf. on Image Processing*, pp. 2929-2932, Sep. 2011.
- [20] R. S. Tavares, J. M. Chirinos, L. I. Abe, T. Gotoh, S. Kagei, T. Iwasawa, and M. de Sales Guerra Tsuzuki, "Temporal segmentation of lung region from MRI sequences using multiple active contours," in *Proc. Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 7985-7988, Sep. 2011.
- [21] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: active contour models," *Int. J. of Computer Vision*, vol. 1, no. 4, pp. 321-331, Jan. 1988.
- [22] 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.
- [23] R. O. Duda and P. E. Hart, "Use of the Hough transformation to detect lines and curves in picture," *Commun. ACM*, vol. 1, no. 15, pp. 11-15, 1972.
- [24] X. Zhu and M. R. Rangayyan, "Detection of the optic disc in images of the retina using the Hough transform," in *Proc. 30th Annual Inter Conf. of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 3546-3549, Aug. 2008.
- [25] T. N. Thuy, P. X. Dai, and J. J. Wook, "Rectangular object tracking based on standard hough transform," in *Proc. Inter Conf. on Robotics and Biomimetics*, pp. 2098-2103, Feb. 2009.
- [26] N. Otsu, "A threshold selection method from gray level histogram," *IEEE Trans. on Systems Man Cybernet*, vol. 9, no. 1, pp. 62-66, Jan. 1979.
- [27] *Eagle Eye Gold*, Volcano Inc.

مریم بسیج دانش آموخته کارشناسی و کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی از دانشگاه اصفهان به ترتیب درگرایش بالینی و بیوالکترونیک در سال‌های ۱۳۸۷ و ۱۳۹۱ می‌باشد. می‌توان از زمینه‌های علمی مورد علاقه نامبرده: پردازش تصاویر پزشکی، پردازش سیگنال، سیستم‌های هوشمند و رباتیک را نام برد.