

## Adventitia Boundary Extraction of Blood Vessels in IVUS Images Based on Optimized Minimax Method and Connected Component

A. Kermani<sup>1</sup>, A. Ayatollahi<sup>2\*</sup>, S. Mohajerani<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Ph.D Student, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

<sup>2</sup>Associated Professor, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

<sup>3</sup>M.Sc Graduate, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system 14 June 2015, received in revised form 26 August 2015, accepted 30 August 2015

### Abstract

IVUS imaging is a minimally invasive blood vessel cross-sectional imaging procedure in which accurate data is obtained from what is in there. Processing on these images or raw signals can provide wide range information for experts and practitioners, and can help them in making an accurate diagnosis and appropriate treatment. Extraction of tissue boundaries in the blood vessels is one of the challenging parts as a first step in this direction. In this paper a new method was proposed based on the minimax technique and connected components for extracting Adventitia tissue boundary in intravascular ultrasound images. For this purpose, initial boundary will be extracted using improved minimax technique. Then final boundary is extracted with high precision using connected components. The method was tested on a set of real data with regard to the Hausdorff distance and Jaccard index to evaluate its performance. Mean of Hausdorff distance and mean of Jaccard index were obtained 95% and 0.45 millimeter, consequently. These results show that the proposed method in this paper can extract Adventitia tissue boundaries more accurately than existing methods with regard to the distance Hausdorff distance and Jaccard index.

**Keywords:** *IVUS, border extraction, adventitia, optimization, minimax, connected componen*

انجمن مهندسی پزشکی ایران

### \*Corresponding author

**Address:** Bioelectric Department, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology (IUST), Postal Code: 16844, Tehran, Iran

**Tel:** +98-21-77240492

**Fax:** +98-21-77240492

**E-mail:** [ayatollahi@iust.ac.ir](mailto:ayatollahi@iust.ac.ir)

## استخراج مرز بافت ادونتیشیای عروق خونی در تصاویر اولتراسوند داخل رگی مبتنی بر روش کمینه/بیشینه بهبود یافته و مؤلفه‌های هم‌بند

علی کرمانی<sup>۱</sup>، احمد آیت‌اللهی<sup>۲\*</sup>، سرور مهاجرانی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>دانشجوی دکتری مهندسی برق-الکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

<sup>۲</sup>دانشیار، گروه برق، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

<sup>۳</sup>کارشناسی ارشد مهندسی برق-الکترونیک، گروه برق، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۳/۲۴، نسخه اصلاح شده: ۱۳۹۴/۶/۴، پذیرش قطعی: ۱۳۹۴/۶/۸

### چکیده

تصویربرداری اولتراسوند درون رگی یا IVUS روشی با حداقل تهاجم است که در آن با تصویربرداری از مقطع رگ، اطلاعات دقیقی از درون آن بدست می‌آید. پردازش‌هایی که روی این تصاویر یا سیگنال‌های خام آن‌ها انجام می‌پذیرد، می‌تواند اطلاعات وسیعی در اختیار متخصصان و پزشکان قرار داده و برای تشخیص دقیق و اتخاذ شیوهی مناسب درمان کمک کند. تفکیک مرزهای بافت موجود در عروق خونی به عنوان اولین گام در این زمینه، یکی از چالش‌های تحقیقات امروزی است. در این مقاله، روشی جدید برای استخراج مرز بافت ادونتیشیا در تصاویر اولتراسوند داخل رگی پیشنهاد شده است که براساس تکنیک کمینه/بیشینه و مؤلفه‌های هم‌بند عمل می‌کند. بدین منظور، ابتدا با تکنیک کمینه/بیشینه بهبود یافته مرز اولیه استخراج شد. سپس، با به کارگیری مؤلفه‌های هم‌بند در مرزهای اولیه، مرز نهایی با دقت بالا حاصل شد. برای ارزیابی عملکرد این روش، روی مجموعه‌ای از داده‌گان واقعی آزمایش شد. از معیار مشابهت اندیس جاکارد و فاصله هاسدورف که نشان دهنده میزان هم‌پوشانی ناحیه‌ی بخش شده به وسیله روش پیشنهادی و تشخیص پزشک است بهره گرفته شد. نتایج به دست آمده نشان داد که روش پیشنهادی با معیار میانگین اندیس جاکارد ۹۵٪ و میانگین فاصله هاسدورف ۰/۴۵ میلی‌متری، مرزهای دقیق‌تری برای بافت ادونتیشیا نسبت به روش‌های موجود بدست می‌آورد.

کلیدواژه‌ها: تصاویر داخل رگی، استخراج مرز، بافت ادونتیشیا، بهینه‌سازی، کمینه/بیشینه، مؤلفه‌های هم‌بند

\*نویسنده مسؤول

نشانی: دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، میدان رسالت، خیابان هنگام، خیابان دانشگاه، تهران، ایران، کدپستی: ۱۶۸۴۶۱۳۱۱۴

تلفن: +۹۸ (۲۱) ۷۳۲۲۵۶۰۰

دورنگار: +۹۸ (۲۱) ۷۳۲۲۵۷۷۷

پست الکترونیکی: [ayatollahi@iust.ac.ir](mailto:ayatollahi@iust.ac.ir)

تصویربرداری اولتراسوند درون رگی (IVUS)<sup>۱</sup> روشی با حداقل تهاجم است که با تصویربرداری از مقطع رگ، اطلاعات دقیقی از درون آن می‌دهد.

پردازش‌هایی که روی این تصاویر یا سیگنال‌های خام آن‌ها انجام می‌پذیرد، می‌تواند اطلاعات وسیعی در مورد سطح مقطع عروق، لایه‌های مختلف دیواره آن‌ها، میزان گرفتگی و رسوب موجود در آن‌ها، تشخیص اندازه و محل گرفتگی‌ها و تعیین دقیق ترکیبات آن‌ها در اختیار متخصصان و پزشکان قرار داده و در تشخیص دقیق و اتخاذ شیوه‌ی مناسب درمان، به آن‌ها کمک کند. اولین گام برای بهره‌برداری از اطلاعات موجود در تصاویر اولتراسوند داخل رگی تفکیک نواحی بافت مختلف موجود در عروق خونی است. از آنجایی که دیواره رگ یکی از نواحی با اطلاعات بیماری زیاد است، تفکیک این بافت از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. ادونتیشیا بافت بیرونی دیواره رگ است. در دهه‌ی اخیر، استخراج مرز بافت ادونتیشیا یکی از چالش‌های موجود در بخش‌بندی این‌گونه تصاویر به شمار می‌رود [۱].

به طور کلی می‌توان روش‌های استخراج مرز در تصاویر اولتراسوند داخل رگی را به سه دسته تقسیم نمود:

(۱) بخش‌بندی دستی؛ (۲) بخش‌بندی نیمه خودکار؛ (۳) بخش‌بندی تمام خودکار.

در روش‌های دستی با توجه به وابستگی روش استخراج مرز به پارامترهایی مانند محدودیت‌های بینایی و زمانی، نتیجه به دست آمده قابل اعتماد نیست [۲]. از این روی، محققان به دنبال روش‌هایی به منظور بهبود نتیجه هستند [۱، ۲].

روش‌های نیمه خودکار از اولین گام‌ها در این زمینه است. در این روش‌ها ابتدا باید مقادیر اولیه‌ای تنظیم شوند. روش‌هایی چون الگوریتم‌های مبتنی بر کانتورها [۴]، از این نوع الگوریتم‌های نیمه خودکار به شمار می‌روند. از آنجایی که نتیجه‌ی این روش‌ها وابسته به مقادیر اولیه تنظیم شده است، نمی‌توان به آن‌ها اطمینان کرد.

روش‌های تمام خودکار نقص‌های موجود در دو روش پیشین را تا حد زیادی پوشش داده‌است. استفاده از کانتورهای

فعال [۵]، خوشه‌بندی مبتنی بر الگوریتم فازی [۶]، الگوریتم‌های مبتنی بر مدل‌های دگر دیس پذیر<sup>۲</sup> [۷] از این دسته هستند. هرچند کاربرد بالینی روش‌های بخش‌بندی تمام خودکار، به واسطه‌ی وجود مشکلات ذاتی و اکتسابی، موفقیت نسبتاً کمی داشته است. مشکلات ذاتی مثل حضور سیم راهنما، پلاک‌های آهکی شده و انشعابات عروق در اطراف، تأثیر فراوانی روی کارکرد الگوریتم می‌گذارد [۸]. به ویژه هنگامی که از روش‌های مبتنی بر مدل‌های دگر دیس پذیر استفاده می‌شود. از سوی دیگر، تغییر پذیری ویژگی‌های سیستم یا تغییر پارامترهای اکتسابی توسط کاربر می‌تواند باعث ایجاد بی‌ثباتی و ناهماهنگی روی مجموعه‌های دادگان شود که این امر با کارایی و بازده پایین متدهای مبتنی بر آگاهی<sup>۳</sup> و تکنیک‌های نظارتی<sup>۴</sup> که به مدل‌های آماری شدت سطح خاکستری وابسته‌اند، همراه خواهد شد [۹]. برای اینکه محققان از عهده مشکلات عملیات بخش‌بندی برآیند، الگوریتم‌های گوناگونی را ارائه کرده و بهبود داده‌اند، مانند جست‌وجوی گراف<sup>۵</sup> [۱۰]، متدهای مشتق گرادیان با برنامه نویسی پویا<sup>۶</sup> [۲]، مدل‌های دگر دیس پذیر ترکیب شده با ویژگی‌های آماری مقادیر سطح خاکستری مربوط به نواحی خونی و غیرخونی [۲]، مدل‌های شکل آماری<sup>۷</sup> [۱۱]، رویکردهای احتمالاتی<sup>۸</sup> [۱۱]، چارچوب‌های افزایش لبه<sup>۹</sup> به کمک کانتورهای فعال<sup>۱۰</sup> [۱۲] و تکنیک‌های چند مقیاسه<sup>۱۱</sup> [۱۳].

اولین کار تشخیص مرز در تصاویر IVUS توسط هرینگتون<sup>۱۲</sup> در سال ۱۹۹۱ انجام شد. وی یک الگوریتم نیمه خودکار ارائه داد [۱۴]. بعد از وی، سوناکو یکی از ابتدایی‌ترین تحقیقات فراگیر و جامع را روی تشخیص مرزهای کثشان درونی و بیرونی که از سلول‌های هموار ماهیچه‌ای تشکیل شده و نیز تشخیص مرزهای ایتیمیا/ادونتیشیا انجام داد [۱۵].

<sup>2</sup> Deformable Model

<sup>3</sup> Knowledge based

<sup>4</sup> Supervised Techniques

<sup>5</sup> Graph Searching

<sup>6</sup> Gradient-driven methods with dynamic programming

<sup>7</sup> Statistical shape model

<sup>8</sup> Probabilistic models

<sup>9</sup> Edge-enhancement framework

<sup>10</sup> Active contours

<sup>11</sup> Multi scale techniques

<sup>12</sup> Herrington

<sup>1</sup> Intravascular Ultrasound Image

در ادامه، ابتدا الگوریتم کمینه/بیشینه بهبود یافته ارائه شده، سپس الگوریتم پیاده شده به منظور استخراج دقیق مرز تشریح می‌شود. شبیه سازی روش پیشنهادی و نتایج به دست آمده از آن به همراه مقایسه با چند روش موجود انجام شده است.

## ۲- الگوریتم کمینه/بیشینه بهینه شده

معمولاً برای پردازش تصاویر اولتراسوند داخل رگی، آستانه-گیری، یکی از آخرین مراحل به کار رفته است؛ اما در این کار سعی شد اعمال آستانه گیر مناسب در ابتدای کار صورت گیرد که به افزایش سرعت الگوریتم بسیار کمک نماید. اگر الگوریتم آستانه گیر محلی، در هنگام ایجاد سطح آستانه، خودش را با شدت هر پیکسل تصویر وفق دهد، الگوریتم آستانه گیری، دینامیک یا وفقی<sup>۶</sup> نامیده می‌شود. بنابراین می‌توان گفت:

$$T=T(x,y,I,h) \quad (1)$$

که  $T$  تابع سطح آستانه،  $I$  تصویر ورودی و  $h$  برخی ویژگی‌های محلی مربوط به پیکسل  $(x,y)$  است (برای مثال میانگین سطح خاکستری پیکسل‌های همسایه آن). در اینجا با یک آستانه گیر وفقی محلی روبه‌رو هستیم. در بیشتر الگوریتم‌های آستانه گیر محلی، به خصوص آن‌هایی که از کمینه کردن تابع انرژی<sup>۷</sup> استفاده می‌کنند، کاربران باید به صورت دستی پارامترهایی را تغییر داده و برای تصاویر مختلف آن‌ها را با آزمون و خطا تنظیم کنند [۱۶]. در این تحقیق از الگوریتمی وفقی استفاده شد که نیاز به تنظیم دستی پارامترها ندارد. بدین منظور، تابع انرژی در نظر گرفته شده شامل یک ترکیب غیرخطی هم‌گرا<sup>۸</sup> از دو ترم داده<sup>۹</sup> و ترم تنظیم<sup>۱۰</sup> است. ترم داده برای این است که سطح تصویر را در مناطقی با مقادیر گرادیان زیاد، به سوی سطح آستانه ببرد (یعنی تعیین مقدار آستانه) و ترم تنظیم جهت ایجاد در مقادیر آستانه به کار می‌رود. برای یافتن چنین سطح

در این روند ناحیه مورد توجه انتخاب می‌شود و آشکارساز لبه شبه سوبل<sup>۱</sup> روی زیر تصویرها اعمال می‌شود تا گراف‌های مرز لومن و ادونیشیا را بسازد. یک تکنیک جست‌وجوی گراف اکتشافی<sup>۲</sup> هم اجرا می‌شود تا دو تابع هزینه<sup>۳</sup> را گسترش داده و مرزها را آشکار کند. کلید مؤثر در شناسایی دقیق مرزها، ارائه کردن توابع هزینه مناسب برای هر مرز است. این کار باید با توجه به پیش‌معلوماتی مثل مدل‌ها و الگوهای لبه و غیره صورت گیرد. اگرچه تکنیک ارائه شده به مقداری کمک متقابل کاربر نیاز دارد و فقط در مورد تصاویر بافت آزمایشگاهی<sup>۴</sup> اعمال شده است اما نتایج آن بسیار امیدبخش بوده و این پروژه، توجه بسیاری را به خود جلب کرد. در یک روش مشابه، الگوریتمی نیمه خودکار و با کمک از برنامه نویسی پویا ارائه شد که برای آشکارسازی مرزهای لومن و MA در مختصات قطبی، از کانتورهای مشخص شده استفاده می‌کند [۵]. جست‌وجوی مسیر کمینه بین نقاط انتهایی انتخاب شده در تصاویر طولی بازسازی شده در تقاطع دو صفحه عمودی اعمال می‌شود. محدودیت‌های اصلی این روش به چرخش یک‌نواخت ترانسدیوسر و انحنای زیاد شریان بستگی دارد که اغتشاشاتی در تصاویر صفحه‌ای ایجاد می‌کنند. علاوه بر این، مکان‌یابی دقیق یک صفحه متقاطع منفرد در برش طولی بسیار سخت و روی بخش‌بندی تأثیرگذار خواهد بود.

در رویکرد دیگری، یک تابع هزینه اصلاح شده که ترکیبی از گرادیان و واریانس شدت سطح خاکستری است ارائه شد که نسبت به نویز از حساسیت کم‌تری برخوردار است و از برنامه نویسی پویای دایروی برای تشخیص مرز MA استفاده کرده است [۳]. الگوریتم پیشنهادی نیاز دارد که در اولین فریم آنالیز، ناحیه مورد علاقه به صورت دستی مشخص شود. در این پژوهش، ابتدا با نظریه آماری، روش مبتنی بر آستانه گیری کمینه/بیشینه تغییر پذیر<sup>۵</sup> برای استخراج مرز ادونیشیا بهینه سازی شد. سپس، با به کارگیری مؤلفه‌های هم‌بند، دقت مرز به دست آمده از مرحله پیشین افزایش یافت.

<sup>6</sup> Adaptive Thresholding

<sup>7</sup> Energy Functional Minimization

<sup>8</sup> Non-linear Convex

<sup>9</sup> Data Term

<sup>10</sup> Regularization Term

<sup>11</sup> Smoothness

<sup>1</sup> Sobel-like

<sup>2</sup> heuristic graph search technique

<sup>3</sup> cost function

<sup>4</sup> in vitro

<sup>5</sup> Variational Minimax

فرمول (۵) معمولاً<sup>۱</sup> یا ۲ در نظر گرفته می‌شود و نشان دهنده قدرت گرادیان تصویر است [۱۶]. تابع انرژی E بر حسب  $\alpha$  یک تابع اکیداً کاو<sup>۲</sup> و بر حسب T یک تابع اکیداً کوژ<sup>۳</sup> است. برای دستیابی به سطح آستانه بهینه باید به پاسخ مسأله کمینه/بیشینه برسیم:

$$\max_{\alpha} \min_T E(T; \alpha) \quad (6)$$

در این پاسخ، به صورت خودکار تعادلی بین دو ترم تابع انرژی برقرار می‌شود. به سبب ماهیت کوژ/کاو تابع انرژی انتخاب شده، می‌توان جای عبارات min و max را عوض کرد زیرا این دو، دوگان یکدیگرند. بنابراین خواهیم داشت:

$$T^* = \arg \max_{\alpha} \min_T E(T; \alpha) = \arg \min_T \max_{\alpha} E(T; \alpha) \quad (7)$$

در رابطه (۲) ابتدا نسبت به  $\alpha$  دیفرانسیل گرفته شد، سپس مقدار بیشینه  $\alpha^*$  با قرار دادن مشتق برابر صفر به دست آمد:

$$\alpha^* = \frac{E_2(T)}{\sqrt{(E_1(T))^2 + (E_2(T))^2}} \quad (8)$$

اکنون باید E را به کمک تکنیک نزول گرادیان<sup>۴</sup> برای T و با قرار دادن مقدار  $\alpha^*$  به جای  $\alpha$  کمینه نمود:

$$\frac{\partial T}{\partial t}(x, y) = \sqrt{1 - (\alpha^*)^2} [h(x, y)(I(x, y) - T(x, y))] + \alpha^* (\nabla^2 T(x, y)) \quad (9)$$

روش کمینه/بیشینه تغییر پذیر طبق الگوریتم ارائه شده در شکل (۱) اجرا شد. شرط هم‌گرایی در این الگوریتم را می‌توان میزان دقت  $\alpha^*$  نسبت به  $\alpha$  تعیین نمود [۱۶]. طبق ادعای مرجع [۱۶]، این الگوریتم برای طیف وسیعی از تصاویر از جمله تصاویر دست نوشته، تصویربرداری رزونانسی الکترومغناطیسی ریه و تصویر باربارا آزمایش شده و در همه موارد به نتیجه بسیار مطلوبی رسیده است. اما به دلیل ویژگی‌های ذاتی تصویربرداری اولتراسوند، نتیجه به دست آمده از این روش آستانه‌گیری مطلوب نخواهد بود. از این روی، تاکنون این روش در مورد تصاویر اولتراسوند مورد استفاده

آستانه‌ای از روشی به نام بهینه سازی کمینه/بیشینه تغییر پذیر<sup>۱</sup> استفاده شد. این روش دو مرحله به مراحل معمول کار می‌افزاید: اول بیشینه نمودن نسبت به پارامتر وزن، و دوم کمینه کردن تغییر پذیر نسبت به سطح آستانه. اثبات می‌شود انتخاب مناسبی که برای تابع انرژی صورت گرفته است یک نقطه تعادل<sup>۲</sup> منحصر به فرد به وجود می‌آورد و الگوریتم کمینه/بیشینه تغییر پذیر این نقطه را که شامل جواب مطلوب است پیدا می‌کند [۱۶].

در ادامه فرض می‌کنیم  $I(x, y)$  و  $T(x, y)$  به ترتیب نمایانگر تابع تصویر و تابع آستانه باشند. تابع انرژی در نظر گرفته شده به صورت زیر است:

$$E(T; \alpha) = \sqrt{1 - \alpha^2} E_1(T) + \alpha E_2(T) \quad (2)$$

که  $E_1(T)$  ترم داده و  $E_2(T)$  ترم تنظیم است. داریم:

$$E_1(T) = \frac{1}{2} \iint h(x, y) (I(x, y) - T(x, y))^2 dx dy \quad (3)$$

$$E_2(T) = \frac{1}{2} \iint |\nabla T(x, y)|^2 dx dy \quad (4)$$

$$h(x, y) = \frac{|\nabla T(x, y)|^q}{\max(|\nabla I(x, y)|^q)} \quad (5)$$

در اینجا  $\alpha$  پارامتر وزن است که عددی بین ۰ و ۱ است و سهم هریک از دو ترم داده و ترم تنظیم را در تابع انرژی کنترل می‌کند. ترم داده شامل یک جزء حساس به لبه به نام  $h(x, y)$  است که بین [0,1] نرمالیزه شده است. h به طور ذاتی یک تابع مشخص کننده لبه است. هرچه قدر مقدار h در نقطه‌ای بیشتر باشد حضور لبه در آن نقطه بیش تر خواهد بود. برای کمینه شدن ترم داده این الزام وجود دارد که سطح آستانه در نقاط با گرادیان بالا، سطح تصویر را قطع نماید. با کمینه کردن ترم تنظیم، سطح آستانه هموار می‌شود. برای تابع  $h$  از تابع گرادیان تصویر بهره گرفته شد [۱۶]. نقش این دو ترم به گونه‌ای خلاف یکدیگر است. اگر ترم داده بر ترم تنظیم غلبه کند، سطح آستانه پر از گسستگی خواهد بود و بخش‌بندی نادرست انجام می‌گیرد و اگر ترم تنظیم بر ترم داده غلبه کند، موجب خراب شدن بخش‌بندی خواهد شد. مقدار q در

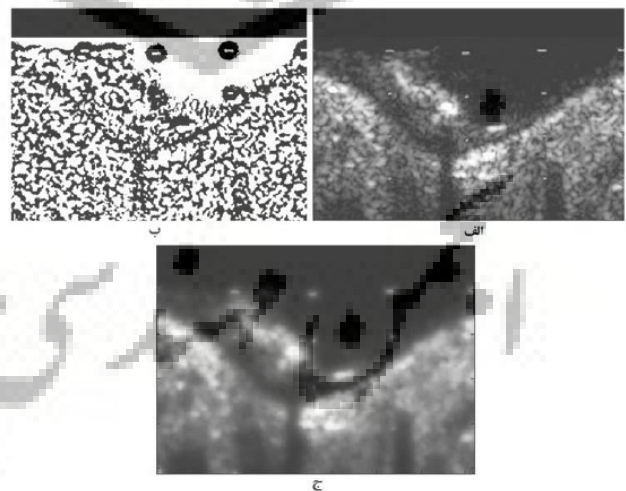
<sup>3</sup> Strictly Concave  
<sup>4</sup> Strictly convex  
<sup>5</sup> Gradient Descent

<sup>1</sup> Variational Minimax Optimization (VM)  
<sup>2</sup> Saddle Point

قرار نگرفته است. همان طور که در شکل (۲) مشاهده می شود نتیجه‌ی الگوریتم مطلوب نیست. می توان مهم ترین علت آن را وجود اسپکل<sup>۱</sup> دانست. اسپکل جزء ذاتی تصاویر اولتراسوند است. در واقع الگوی تداخلی و تصادفی در یک تصویر است که در اثر تابش هم دوس به محیطی که شامل تعداد زیادی از پراکنده سازهای<sup>۲</sup> کوچک تر از قدرت تفکیک سیستم است، به وجود آمده و یک اثر منفی در تصویربرداری اولتراسونیک به شمار می رود. به همین جهت، گرادیان گرفتن از تصاویر اولتراسوند نمی تواند تأثیر خوبی در تشخیص لبه ها و ایجاد سطح آستانه مناسب داشته باشد. بنابراین، به نظر می رسد که باید تابع  $h$  که در فرمول (۵) معرفی شده را به گونه ای تغییر داد که در آن گرادیان به کار نرفته نباشد.

(۱) مقدار دهی اولیه:  $T \leftarrow I$   
 (۲) تا زمانی که به آخرین تکرار برسد و یا شرط هم گرایی به دست آید:  
 ا.  $E_1(T)$  و  $E_2(T)$  محاسبه می شود.  
 ب.  $\alpha^*$  محاسبه می شود.  
 ت.  $T$  را به روز رسانی می کند.

شکل (۱) - الگوریتم کمیته/بیشینه تغییر پذیر



شکل (۲) - (الف) تصویر اولیه؛ (ب) نتیجه اعمال آستانه گیر روش مرجع [۱۶]؛ (ج) سطح آستانه به دست آمده از تابع رنج بافت نگار محلی

نوآوری این کار نسبت به کارهای دیگر [۱۶]، استفاده از ترم حساس به لبه‌ی بهینه برای تصاویر اولتراسوند به جای تابع  $h$  از مقادیر رنج بافت نگار محلی<sup>۳</sup> به عنوان ورودی  $h$ ، به جای مقادیر گرادیان است. همان طور که اثبات شده [۱۷]، این تابع معرف لبه‌های تصویر اولتراسوند است. تابع رنج بافت نگار محلی تعریف شده طبق رابطه‌ی (۱۰) محاسبه می شود:

(۱۰)

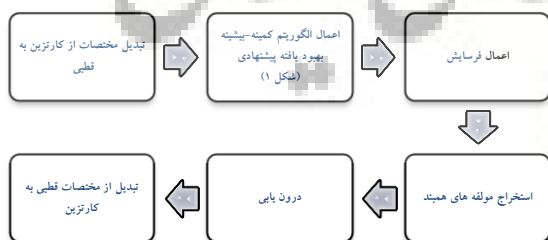
$$h(x, y) = \{n_{bins} | bins \in Hist(x + win, y + win), bins \neq 0\}$$

در این رابطه  $n_{bins}$  معرف ستون‌های موجود در تابع بافت نگار،  $n_{bins}$  تعداد ستون‌های موجود در بافت نگار،  $win$  طول پنجره مورد نظر به منظور استخراج بافت نگار محلی و  $Hist()$  نشان دهنده تابع بافت نگار است. بنابراین، تابع  $h$  در رابطه‌ی (۵) با رابطه‌ی (۱۰) جای‌گزین می شود.

با این تغییر در تابع حساس به لبه در ترم داده تعریف شده در تابع انرژی، هدف اولیه یعنی سوق دادن سطح تصویر به سوی سطح آستانه در مناطقی با مقادیر بالای تابع رنج بافت نگار محلی امکان پذیر است.

### ۳- الگوریتم استخراج مرز بافت ادونتیشیا

به منظور کاهش تعداد متغیرها در روند استخراج مرز بافت، تصویر ورودی از فضای کارترین به فضای قطبی انتقال داده شد. برای آشکارسازی مرز بافت ادونتیشیا، تصویر در فضای قطبی به عنوان ورودی به الگوریتم کمیته/بیشینه بهبود یافته پیشنهادی در ادامه به کمک مؤلفه‌های هم‌بند و عملگرهای شکل شناسی<sup>۴</sup> باینری کیفیت تصویر منتج شده بهبود داده شده است تا مرز کاملاً آشکار شود. شکل (۳) روند کار را نشان می دهد.



شکل (۳) - روند پیشنهادی استخراج مرز بافت ادونتیشیا

<sup>3</sup> Local Histogram Range

<sup>4</sup> Morphological

<sup>1</sup> Speckle

<sup>2</sup> Scatterer

هم‌بند و تعداد پیکسل‌های موجود در آن‌ها، مؤلفه‌هایی که تعداد پیکسل‌های آن‌ها از تعداد مشخصی کم‌تر بود حذف شدند.

در نظریه گراف، مؤلفه هم‌بند یک گراف بدون جهت، زیرگرافی است که هر دو رأس در آن، با مسیر یا مسیرهایی به یک‌دیگر متصل باشند و با افزودن یک رأس دیگر از گراف اولیه این خاصیت از بین برود. فرض شد که در یک تصویر هر پیکسل یک رأس است و همسایه‌های متصل به هم باید در تصویر یافته شوند. اتصال پیکسل‌ها<sup>۳</sup> در حالت تصویر دوبعدی که مد نظر است به سه طریق امکان پذیر است:

(۱) چهار همسایه‌ی متصل؛ (۲) شش همسایه‌ی متصل؛

(۳) هشت همسایه‌ی متصل.

ابتدا باید تعیین شود که از کدام حالت اتصال پیکسل استفاده می‌شود (در اینجا روش هشت همسایه‌ی متصل). سپس از یک پیکسل شروع کرده و تمامی همسایه‌های متصل آن را یافته و برچسب 1 می‌زنیم. در ادامه هر پیکسلی که برچسب خورد، همسایه‌های متصل آن را هم پیدا کرده و باز برچسب می‌زنیم تا اینکه همه همسایه‌های متصل برچسب بگیرند. بدین ترتیب، تمامی پیکسل‌هایی که در مؤلفه هم‌بند 1 قرار دارند، برچسب 1 می‌گیرند. پس از آن به سراغ پیکسل برچسب زده نشده بعدی می‌رویم و به همین ترتیب ادامه می‌دهیم تا همه پیکسل‌های موجود در تصویر (منظور پیکسل‌های سفید رنگ در تصویر باینری است که مقدار یک دارند) برچسب بگیرند. در انتهای کار خواهیم دید که هر مؤلفه هم‌بند در تصویر یک برچسب مجزا دریافت کرده و به این ترتیب مؤلفه‌ها از هم تفکیک می‌شوند. حال کافی است تعداد پیکسل‌های موجود در هر مؤلفه هم‌بند را بشماریم و مؤلفه‌ای که تعداد پیکسل‌هایش از حداقلی کم‌تر است حذف و به جای مقدار آن‌ها مؤلفه‌ی صفر بگذاریم. با اعمال این مرحله از کار روی مکمل تصویر به دست آمده از قسمت قبل و دوباره کامل نمودن و اعمال این مرحله، مرز بافت ادونتیشیا استخراج می‌شود (شکل ۵).

در اینجا یادآوری یک نکته لازم است که اگر تصویری که روی آن کار می‌شود، تصویر یک رگ سالم و یا رگی بدون

در شکل شناسی باینری ایده اصلی، بررسی و کاوش نمودن یک تصویر، به وسیله یک شکل ساده و از قبل تعریف شده و استخراج نتیجه است. این کاوش‌گر ساده، عنصر ساختاری<sup>۱</sup> نامیده می‌شود و خود یک تصویر باینری است.

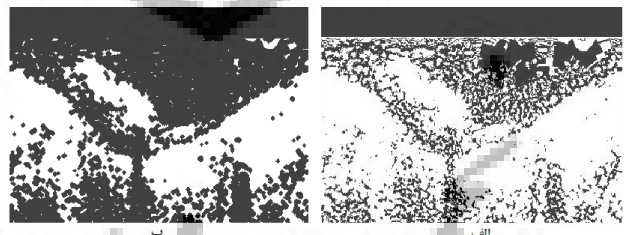
در این پژوهش، از فرایند فرسایش استفاده شد. حاصل فرسایش مجموعه باینری A با عنصر ساختاری B که هر دو مجموعه، در فضای  $Z^2$  قرار دارند برابر است با:

$$A \ominus B = \{x | B_x \subseteq A\} \quad (11)$$

که  $B_x$  برگردان مجموعه B با بردار x است به طوری که:

$$B_x = \{b + x | b \in B\}, \forall x \in Z \quad (12)$$

اگر عنصر ساختاری، مرکز داشته باشد (به عنوان مثال مربع یا دایره) و این مرکز در مبدأ مختصات قرار داشته باشد، می‌توان گفت فرسایش A به وسیله B، مکان هندسی نقاطی از A است که هنگام حرکت B درون A، توسط مرکز B جاروب می‌شوند. برای استفاده از عمل‌گر فرسایش از عنصر ساختاری دایره با شعاع ۲، کمک گرفته و روی تصویر با ابعاد  $256 \times 360$  اعمال شد. نتیجه‌ی این کار در شکل (۴) نشان داده شده است.



شکل (۴) - الف) تصویر باینری؛ ب) نتیجه اعمال فرسایش به کمک عنصر ساختاری دایره به شعاع ۲، روی تصویر

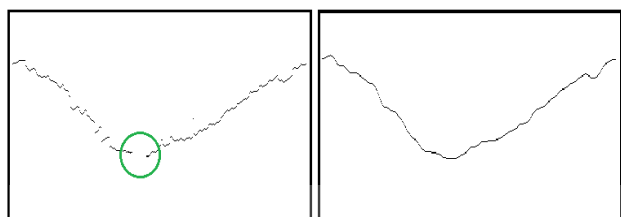
همان طور که از نتیجه‌ی گام فرسایش دیده می‌شود، به علت وجود ناهم‌پیوستگی، در مرحله‌ی بعد با شناسایی نقاط سفید کوچک و حذف آن‌ها از تصویر، به تصویر یک‌نواختی دست یافته شده است. برای انجام این کار از مؤلفه‌های هم‌بند<sup>۲</sup> گراف معادل با تصویر استفاده شد. با شناسایی مؤلفه‌های

<sup>3</sup> Pixel Connectivity

<sup>1</sup> Structuring Element

<sup>2</sup> Connected-Component

پلاک کلسیم باشد، مختصات نقاط به دست آمده همان مرز ادونتیشیا خواهند بود؛ اما اگر تصویر مورد نظر دارای پلاک کلسیمی باشد، باید یک مرحله دیگر نیز به دو مرحله یاد شده اضافه شود. وجود پلاک کلسیمی به سبب ویژگی سختی بافتی که دارد باعث می شود موج اولتراسوند از لایه بیرونی منعکس شده و در نتیجه سایه تیره رنگی در مناطق پشت پلاک ایجاد شود. با توجه به اینکه در نواحی پشت کلسیم دادهای برای پردازش وجود ندارد، به منظور بازیابی این اطلاعات از دست رفته، از درون یابی خطی استفاده شد.



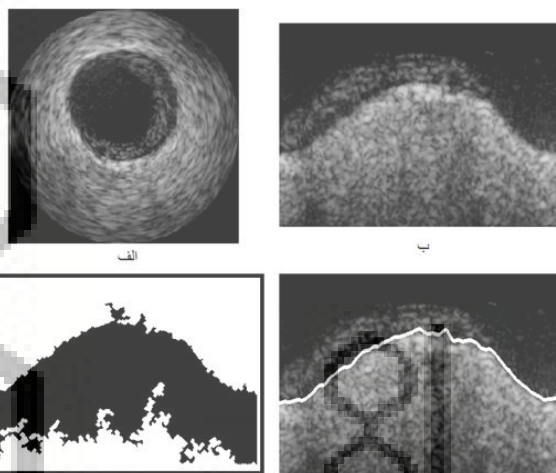
شکل (۷) - الف) مرز به دست آمده بدون درون یابی؛ ب) پس از اعمال درون یابی

#### ۴- شبیه سازی و نتایج

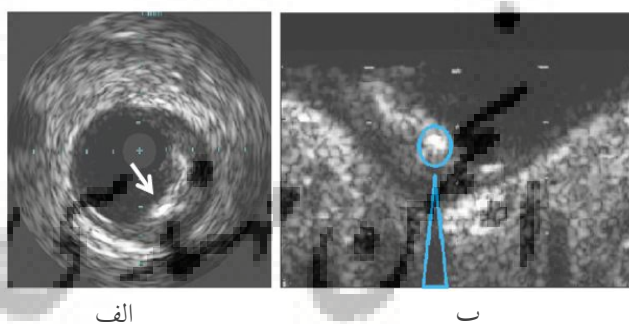
به منظور ارزیابی الگوریتم پیشنهادی جهت استخراج مرز بافت ادونتیشیا، از بانک دادگان اولتراسوند داخل رگی استفاده شد [۱۸]. بدین منظور، از سامانه‌ی تصویربرداری SI5 (شرکت ولکینو)<sup>۱</sup> به همراه کتتر<sup>۲</sup> تک ریلی ۲۰ مگاهرتزی ایگل آئی<sup>۳</sup> بهره گرفته شد. برای این کار، ۱۰ بیمار متفاوت مورد آزمایش قرار گرفتند. نتیجه این کار، بانک دادگانی با محتوای ۴۳۵ گروه تصویری بود. هر گروه شامل ۲۰ فریم متوالی که در حالت عقب راندن کتتر در بازه‌ی پایانی انقباض قلبی<sup>۴</sup> به دست آمد. جزییات بانک دادگان در جدول (۱) آورده شده است.

جدول (۱) - مشخصات بانک اطلاعاتی مورد استفاده

عنوان	مشخصه
VOLCANO™	سامانه IVUS
20MHz	فرکانس
DICOM	استاندارد
۲۰	تعداد فریم در هر گروه
بله/خیر	وجود پلاک
بله	استنت
بله	وجود دیواره‌های کناری
بله	سایه‌ی اثر تصنعی
۸۷۰۰	تعداد کل تصاویر



شکل (۵) - الف) تصویر IVUS رگی که پلاک کلسیم ندارد؛ ب) تصویر قطبی آن؛ ج) نتیجه کار بعد از اعمال فرسایش و استخراج مؤلفه‌های هم‌بندی؛ د) مرز استخراج شده روی تصویر اصلی



شکل (۶) - تصویر IVUS به همراه محل پلاک کلسیمی؛ الف) مختصات کارترین، ب) مختصات قطبی

شکل (۶) یک تصویر اولتراسوند داخل رگی را درحالی که در آن پلاک کلسیمی دارد نشان می دهد. مرز ادونتیشیای این تصویر در دو حالت: بدون درون یابی (شکل ۷-الف) و با اعمال درون یابی (شکل ۷-ب) محاسبه شد.

<sup>1</sup> Volcano corporation  
<sup>2</sup> Catheter  
<sup>3</sup> Eagle Eye  
<sup>4</sup> Diastole



به منظور ارزیابی دقیق الگوریتم پیشنهادی، این کار در دو مرحله انجام شد. ابتدا الگوریتم کمینه/بیشینه بهبود یافته پیشنهادی با الگوریتم معرفی شده در مرجع [۱۶] مقایسه شد. سپس، الگوریتم نهایی پیشنهادی به منظور استخراج مرز ادونتیشیا با نتایج به دست آمده از پزشک متخصص ارزیابی شد. مقایسه روش پیشنهادی با چندین روش انجام گرفت.

#### ۴-۱- ارزیابی الگوریتم کمینه/بیشینه بهبود یافته پیشنهادی

در این مرحله، روش مرجع [۱۶] و نیز روش پیشنهادی با استفاده از تمامی تصاویر موجود در بانک تصاویر معرفی شده، مقایسه شد. بدین منظور، دو پارامتر سرعت اجرای الگوریتم‌ها و تعداد تکرار مورد نیاز برای رسیدن به شرط هم‌گرایی جهت ارزیابی انتخاب شد. در این مقایسه، شرط هم‌گرایی برابر با

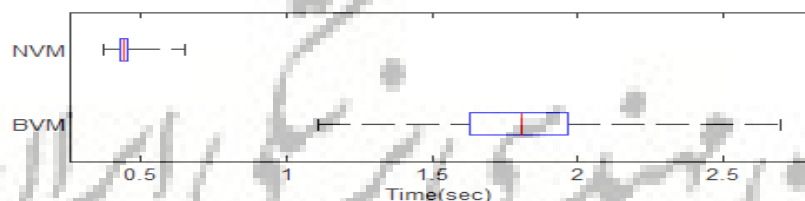
دقت  $\alpha$  به میزان  $0.001$  و تعداد تکرار بیشینه برابر با  $1000$  فرض شده‌است. هردو الگوریتم به وسیله یک کامپیوتر  $5$  هسته‌ای با فرکانس کاری  $1700$  مگاهرتز و حافظه‌ی نهان  $3$  مگابایتی اجرا شد. میانگین و واریانس سرعت اجرای (ثانیه) هریک از الگوریتم‌ها در جدول (۲) نشان داده شده‌است.

نمودار جعبه‌ای سرعت اجرا و تعداد تکرار به ترتیب در شکل (۸) و شکل (۹) نشان داده شده‌است.

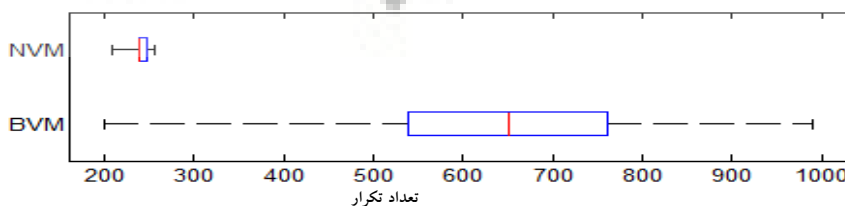
به طور میانگین سرعت اجرای الگوریتم کمینه/بیشینه پیشنهادی نسبت به الگوریتم کمینه/بیشینه اولیه  $74\%$  بهبود یافته‌است. هم‌چنین در این جدول تعداد میانگین و واریانس تکرار هر کدام از روش‌ها و زمان رسیدن به شرط هم‌گرایی نشان داده شده‌است. به علاوه، تعداد تصاویری که به شرط هم‌گرایی نرسیده‌اند و تنها به بیشینه‌ی تعداد تکرار رسیده‌اند نیز در ردیف پایانی جدول مشخص شده‌است.

جدول (۲)- سرعت اجرا، تعداد تکرار برای شرط هم‌گرایی و تعداد تصاویر رسیده به تکرار بیشینه برای دو روش: کمینه/بیشینه مرجع [۱۶] و

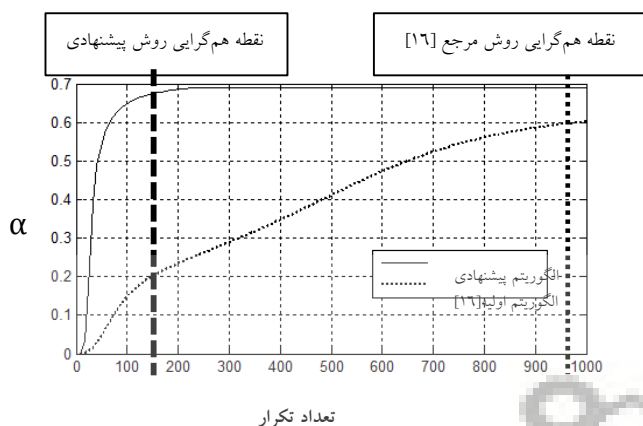
الگوریتم کمینه/بیشینه پیشنهادی		الگوریتم کمینه-بیشینه اولیه [۱۶]	
میانگین	۱.۷۹۳۲	میانگین	۰.۴۴۸۰
انحراف معیار	۰.۲۶۱۲	انحراف معیار	۰.۰۳۸۲
تعداد تکرار	۶۳۲	تعداد تکرار	۲۴۰
انحراف معیار	۱۵۰	انحراف معیار	۸
تعداد تصاویر رسیده به تکرار بیشینه	۴۱۷۶		-



شکل (۸)- نمودار جعبه‌ای مربوط به سرعت اجرای دو الگوریتم: الگوریتم کمینه/بیشینه اولیه [۱۶] (BVM) و الگوریتم کمینه/بیشینه بهبود یافته پیشنهادی (NVM)



شکل (۹)- نمودار جعبه‌ای مربوط به تعداد تکرار دو الگوریتم: الگوریتم کمینه/بیشینه اولیه [۱۶] (BVM) و الگوریتم کمینه/بیشینه بهبود یافته پیشنهادی (NVM)



شکل (۱۰) - هم‌گرایی  $\alpha$  به ازای دو روش: الگوریتم کمینه/بیشینه پیشنهادی (ممتد) و الگوریتم کمینه/بیشینه اولیه [۱۶] (نقطه چین) برای تصویر اول موجود در بانک دادگان

به عبارت دیگر، این معیار مشخص می‌کند که ناحیه بخش شده به وسیله منحنی حاصل از الگوریتم خودکار چه قدر با ناحیه جدا شده به وسیله منحنی دستی پزشک همپوشانی دارد:

$$JM(C_{auto}, C_{man}) = \frac{|C_{auto} \cap C_{man}|}{|C_{auto} \cup C_{man}|} \quad (13)$$

که در آن  $C_{auto}$  به منزله منحنی استخراج شده با الگوریتم پیشنهادی و  $C_{man}$  معرف منحنی استخراج شده توسط پزشک است.

همچنین فاصله هاسدورف به صورت محلی فاصله مابین منحنی خودکار و دستی را نشان می‌دهد. به عبارت دیگر بزرگ‌ترین فاصله‌ای است که بین یک نقطه دریک منحنی و نزدیک‌ترین نقطه به آن نقطه در منحنی دیگر وجود دارد:

$$HD(C_{auto}, C_{man}) = \max_{a \in C_{auto}} \left\{ \max_{b \in C_{man}} [d(a, b)] \right\} \quad (14)$$

که در این رابطه  $d$  فاصله اقلیدسی بین دو نقطه تعریف شده روی منحنی استخراج شده توسط الگوریتم پیشنهادی،  $a$  و منحنی استخراج شده توسط پزشک،  $b$  است.

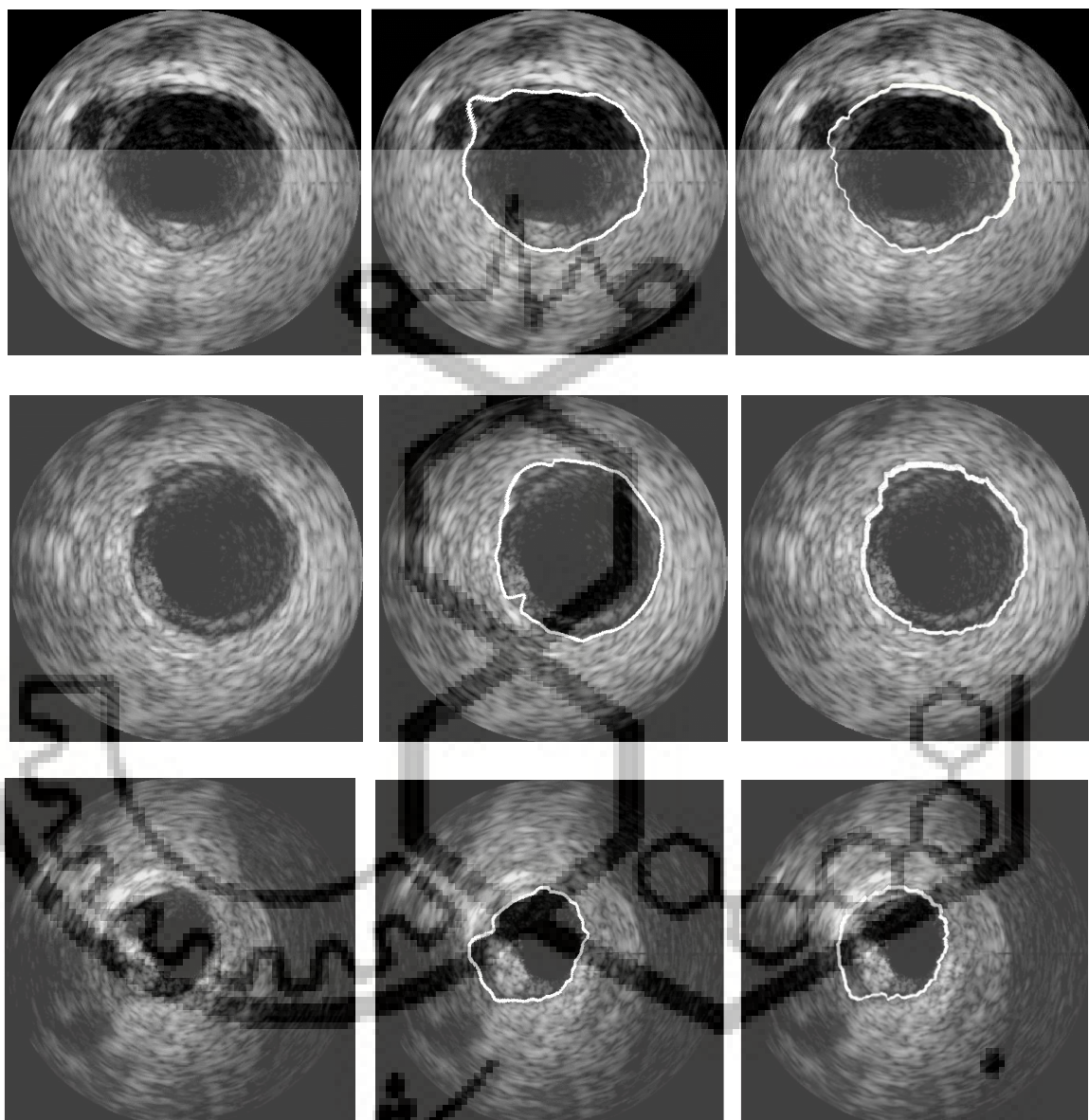
همان طور که از جدول (۲) مشاهده می‌شود، به طور میانگین روش پیشنهادی در تعداد تکرار با بهبود ۶۴٪ به شرط هم‌گرایی رسیده است. از طرفی، تعداد تصاویری که در آن‌ها به شرط هم‌گرایی رسیده نشده است، در روش مرجع [۱۶] برابر ۴۸٪ درصد کل تعداد تصاویر است. در حالی که روش پیشنهادی برای تمامی تصاویر به شرط هم‌گرایی رسید. هیچ کدام از آن‌ها با تعداد تکرار بیشینه مواجه نشد. نتیجه عملکرد کاملاً پایدار روش پیشنهادی نسبت به روش کمینه/بیشینه اولیه در مرجع [۱۶]، برای تصاویر اولتراسوند درون رگی تأیید شد.

همچنین شکل (۱۰) هم‌گرایی  $\alpha$  را به صورت تابعی از تعداد تکرار برای دو روش مورد بررسی به ازای تصویر اول از بیمار اول موجود در بانک دادگان نشان می‌دهد. سرعت بالای هم‌گرایی  $\alpha$  در الگوریتم کمینه/بیشینه پیشنهادی، نسبت به الگوریتم کمینه/بیشینه مرجع [۱۶]، کارآمدی معرفی تابع رنج بافت نگار محلی به عنوان تابع حساس به لبه در تابع انرژی را نشان می‌دهد.

#### ۴-۲- ارزیابی الگوریتم پیشنهادی استخراج مرز ادونیشیا

به منظور ارزیابی دقت الگوریتم پیشنهادی، مرز بافت ادونیشیا با الگوریتم پیشنهادی برای تمامی فریم‌های موجود در بانک تصاویر استخراج شده و مرز به دست آمده با مرز استخراج شده توسط پزشک متخصص مورد مقایسه قرار گرفت. شکل (۱۱) مرز استخراج شده را برای سه تصویر اول برای سه بیمار موجود در بانک تصویر توسط روش پیشنهادی به همراه مرز بدست آمده توسط پزشک نشان می‌دهد.

برای ارزیابی ضریب شباهت و اختلاف فاصله نتایج الگوریتم پیشنهادی با نتایج استخراج شده توسط پزشک به ترتیب از دو معیار اندیس جاکارد و فاصله هاسدورف استفاده شد. اندیس جاکارد یا ضریب شباهت جاکارد که اولین بار توسط مرجع [۱۹] معرفی شد و برای تعیین میزان شباهت و تنوع در یک مجموعه به کار می‌رود، از حاصل تقسیم تعداد اشتراک دو مجموعه به تعداد اجتماع آن‌ها به دست می‌آید.



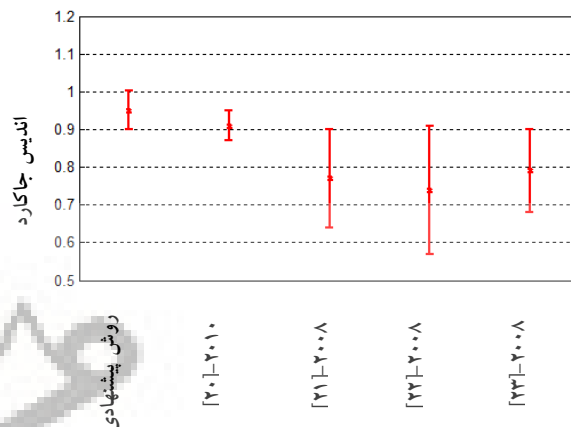
شکل (۱۱) - الف) سه تصویر اول IVUS برای سه بیمار موجود در بانک تصاویر؛ ب) به همراه مرز استخراج شده با الگوریتم پیشنهادی؛ ج) مرز تفکیک شده توسط پزشک متخصص

است. از این داده‌ها این گونه استنباط می‌شود که هرچند در روش پیشنهادی نسبت به روش ارائه شده در مرجع [۲۰] فاصله هاسدورف بهبود پیدا نکرده‌است، اما اندیس جاکارد ۴ درصد بهبود یافته‌است. به علاوه، به طور میانگین روش پیشنهادی نسبت به دیگر مرجع‌ها، دارای بهبود ۲۰ درصدی در اندیس جاکارد و بهبود ۰/۲ میلی‌متری در فاصله‌ی هاسدورف است.

نتایج آماری این پارامترها برای تمامی تصاویر موجود در بانک تصویر، به صورت میانگین و انحراف معیار آن‌ها، برای روش پیشنهادی به همراه نتایج به دست آمده برای چند روش مشابه که در سال‌های اخیر پیشنهاد شده‌اند، در جدول (۳) آورده شده‌است. هم‌چنین نمودار میله‌ای خطای این دو پارامتر در کنار دیگر روش‌ها در شکل (۱۲) و شکل (۱۳) نمایش داده شده

## ۵- نتیجه گیری

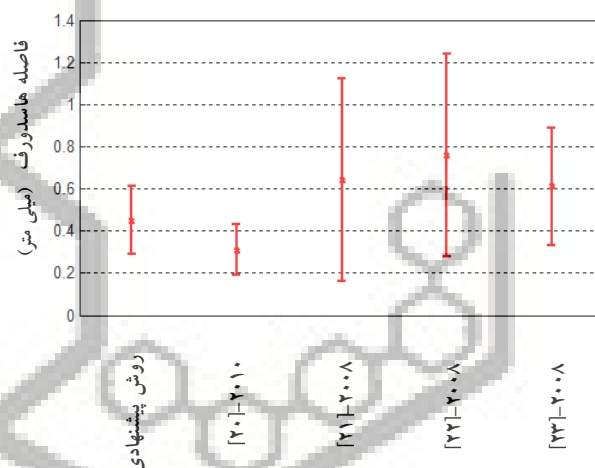
به منظور استخراج خودکار مرز بافت ادونتیشیا، الگوریتم کمینه/بیشینه بهبود یافته به همراه ویژگی مؤلفه‌های هم‌بند معرفی شد. ابتدا با بهبود الگوریتم کمینه/بیشینه برای تصاویر اولتراسوند، کاربردی بودن آن را برای این نوع تصاویر تضمین نموده، سپس با استخراج مؤلفه‌های هم‌بند مرحله اول، یعنی خروجی الگوریتم کمینه/بیشینه، مرز بافت ادونتیشیا با دقت قابل قبولی استخراج شد. دو پارامتر ارزیابی جامع اندیس جاگرد و فاصله‌ی هاسدورف نشان دهنده بهبود میانگین به ترتیب ۲۰ درصدی و ۰٫۲ میلی‌متری، به جز در یک مورد، نسبت به روش‌های اخیر در این زمینه می‌باشند.



شکل (۱۲)- نمودار میله‌ای اندیس جاگرد برای روش پیشنهادی و دیگر روش‌های معرفی شده

## ۶- مراجع ها

- [1] E. G. Mendizabal-Ruiz, M. Rivera, I. A. Kakadiaris, "Segmentation of the luminal border in intravascular ultrasound B-mode images using a probabilistic approach" *Medical Image Analysis* 17 (6), 649-70, 2013.
- [2] A. Katouzian, E. Angelini, S. Carlier, J. Suri, N. Navab, A. Laine, "A State of The Art Review on Segmentation Algorithms in Intravascular Ultrasound (IVUS) Images" *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 16 (5), 823-834, 2012.
- [3] A. Taki, Z. Najafi, A. Roodaki, S. K. Setarehdan, R. A. Zoroofi, A. Konig, N. Navab, "Automatic segmentation of calcified plaques and vessel borders in IVUS images" *Int J CARS* 3, 347-354, 2008.
- [4] M. Jourdain, J. Meunier, J. Séqueira, G. Cloutier, J. C. Tardif, "Intravascular Ultrasound Image Segmentation: A Helical Active Contour Method" *2<sup>nd</sup> international conference on Image Processing Theory Tools and Applications*, 92-97, 2010.
- [5] Q. Zhang; W. Wang; J. Ma; J. Qian; J. Ge, "Contour Extraction from IVUS Images Based on GVF Snakes and Wavelet Transform" *IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, 536-541, 2007.
- [6] M. Yoshizawa, A. Tanaka, O. Saijo, T. Iwamoto, T. Yambe, S. Nitta, "An adaptive fuzzy segmentation of intravascular ultrasound images" *IEEE International Symposium in Biomedical Imaging: Nano to Macro* 1311-1314, 2004.
- [7] J. A. Noble, D. Boukerroui, "Ultrasound image segmentation: a survey" *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25 (8), 987-1010, 2006.
- [8] P. Constantinides, "Plaque fissures in human coronary thrombosis" *Journal of Atherosclerosis Research*, 6 (1), 1-17, 1966.
- [9] D. Selvathi, N. Emimal, "Statistical modeling for the characterization of atheromatous plaque in



شکل (۱۳)- نمودار میله‌ای فاصله‌ی هاسدورف برای روش پیشنهادی و دیگر روش‌های معرفی شده

جدول (۳)- ارزیابی اندیس جاگرد و فاصله هاسدورف (میلی متر) برای روش پیشنهادی به همراه چهار روش دیگر

پژوهش [مرجع]- سال	میانگین اندیس جاگرد (انحراف معیار)	میانگین فاصله هاسدورف (میلی متر) (انحراف معیار)
روش پیشنهادی	۰٫۹۵ (۰٫۰۵)	۰٫۴۵ (۰٫۱۶)
۲۰- [۲۰]	۰٫۹۱ (۰٫۰۴)	۰٫۳۱ (۰٫۱۲)
۲۱- [۲۱]	۰٫۷۷ (۰٫۱۳)	۰٫۶۴ (۰٫۴۸)
۲۲- [۲۲]	۰٫۷۴ (۰٫۱۷)	۰٫۷۶ (۰٫۴۸)
۲۳- [۲۳]	۰٫۷۹ (۰٫۱۱)	۰٫۶۱ (۰٫۲۸)

- by modified local histogram range image method” *Journal of Biomedical Science and Engineering* 3 (11), 1078–1084, 2010.
- [18] S. Balocco, C. Gatta, F. Ciompi, A. Wahle, P. Radeva, S. Carlier, G. Unal et al. "Standardized evaluation methodology and reference database for evaluating IVUS image segmentation" *Computerized Medical Imaging and Graphics* 38 (2), 70-90, 2014.
- [19] P. Jaccard, "Étude comparative de la distribution florale dans une portion des Alpes et du Jura" *Impr Corbaz* 1901.
- [20] M. H. R. Cardinal, G. Soulez, J. C. Tardif, J. Meunier, G. Cloutier, "Fast-marching segmentation of three-dimensional intravascular ultrasound images: a pre-and post-intervention study" *Medical physics* 37 (7), 3633-3647, 2010.
- [21] G. Unal, S. Bucher, S. Carlier, G. Slabaugh, T. Fang, K. Tanaka, "Shape-driven segmentation of the arterial wall in intravascular ultrasound images" *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 12 (3), 335-347, 2008.
- [22] R. Downe, A. Wahle, T. Kovarnik, H. Skalicka, J. Lopez, J. Horak, M. Sonka, "Segmentation of intravascular ultrasound images using graph search and a novel cost function" *In Proceedings of 2nd MICCAI Workshop on Computer Vision for Intravascular and Intracardiac Imaging* 71-79, 2008.
- [23] C. V. Bourantas, F. G. Kalatzis, M. I. Papafaklis, D. I. Fotiadis, A. C. Tweddel, I. C. Kourtis, L. K. Michalis, "ANGIOCARE: An automated system for fast three-dimensional coronary reconstruction by integrating angiographic and intracoronary ultrasound data" *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 72 (2), 166-175, 2008.
- Intravascular Ultrasound images" *International Conference on Devices, Circuits and Systems (ICDCS)*, 320–324, 2012.
- [10] R. D Downe, A. Wahle, T. Kovarnik, H. Skalicka, "Segmentation of intravascular ultrasound images using graph search and a novel cost function" *Proceedings of 2nd MICCAI*, pp. 71-79, 2008.
- [11] D. Gil, A. Hernández, O. Rodriguez, J. Mauri, P. Radeva, "Statistical strategy for anisotropic adventitia modelling in IVUS" *IEEE Transactions on Medical Imaging* 25 (6), 768-778, 2006.
- [12] K. Li, X. Wu, D. Z. Chen, M. Sonka, "Optimal surface segmentation in volumetric images-a graph-theoretic approach" *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 28 (1), 119-134, 2006.
- [13] P. Siogkas, A. Sakellarios, T. P. Exarchos, L. Athanasiou, E. Karvounis, K. Stefanou, O. Parodi, "Multiscale-patient-specific artery and atherogenesis models" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58 (12), 3464-3468, 2011.
- [14] D. M. Herrington, T. Johnson, P. Santago, W. E. Snyder, "Semi-automated boundary detection for intravascular ultrasound" *Proceedings of IEEE in Computers in Cardiology* 103-106, 1992.
- [15] I. Tokimitsu, H. Kato, H. Wachi, S. Tajima, "Elastin synthesis is inhibited by angiotensin II but not by platelet-derived growth factor in arterial smooth muscle cells" *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Protein Structure and Molecular Enzymology* 1207 (1), 68-73, 1994.
- [16] B. N. Saha, N. Ray, "Image thresholding by variational minimax optimization" *Pattern Recognition* 42 (5), 843–856, 2009.
- [17] A. Kermani, A. Ayatollahi, A. Mirzaei, M. Barekatin, "Medical ultrasound image segmentation

انجمن مهندسی پزشکی ایران