Applied Biology
Online ISSN: 2538-3434
Homepage: http://sjoapb.journal.qom-iau.ac.ir

Research article

Intravascular ultrasound (IVUS) image processing for virtual tissue extraction[1]

Reza Moasherati | Master's Studen, Department of Medicalradiation, Faculty of Basic Science, Qom Branch, Islamic Azad University, Qom, Iran. moasheratireza@gmail.com
Hasan Tashakori | Assistant Professor, Department of Physics, Faculty of Basic Science, Qom Branch, Islamic Azad University, Qom, Iran (**Corresponding author**).
hassan.tashakori@yahoo.com

Abstract

Objective: Cardiovascular diseases have increased significantly in recent decades. One of the heart failures is coronary artery occlusion disease, which is caused by the accumulation of plaques in the coronary artery wall. The main goal of this research is to detect the location of plaques and improve the shadow areas behind calcium plaques using automatic image processing methods.

Materials and Methods: In this research, an automatic algorithm was designed and implemented to detect calcium plaques and the shadowed area in intravascular ultrasound images. In this algorithm, the Atsu thresholding method and the active contour method are used to select the detection threshold and reveal the shadow border, respectively. Also, the quality of shaded areas has been improved with histogram adjustment and histogram matching methods. For this purpose, the images of 26 patients with coronary artery occlusion from two selected hospitals of Ardabil city were selected with the cooperation of the doctor.

Findings: Using the algorithm implemented for two cases, the presence or absence of plaques in the images and the correctness or incorrectness of all plaques in the images were checked and compared with the results of the doctor's diagnosis.

Conclusion: The results of the method used in this research compared to other researches, due to working on a large number of real images of patients and validating the results with the opinion of a cardiologist, caused a more accurate diagnosis of calcium plaques. Also, the results of improving the quality of the images showed that improving the quality of shadows does not give valuable information regarding the

1. **Received:** 2022/03/28 ; **Received in revised form:** 2022/05/01 ; **Accepted:** 2022/06/03 ; **Published online:** 2022/06/22

Cite this article: Moasherati, R. & Tashakori, H. (2022). Intravascular ultrasound (IVUS) image processing for virtual tissue extraction. *Applied Biology*, 12(46), 37-58.

© the authors

Publisher: Qom Islamic Azad University

determination of the outer border of the vessel and the location of the calcium plaques due to their placement outside the area of the placement of the plaques.

Keywords: Intravascular ultrasound images (IVUS), Virtual tissue, Heart diseases, Calcium plaques.

بیولوژی کاربردی
شاپا الکترونیکی: ۲۵۳۸-۳۴۳۴
Homepage: http://sjoapb.journal.qom-iau.ac.ir

مقاله پژوهشی

پردازش تصاویر فراصوت درون‌رگی (IVUS) برای استخراج بافت مجازی[1]

رضا معاشرتی | دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه پرتوپزشکی، دانشکده علوم پایه، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران.
moasheratireza@gmail.com
حسن تشکری | استادیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران (**نویسنده مسئول**).
hassan.tashakori@yahoo.com

چکیده

هدف: بیماری‌های قلبی عروقی در دهه‌های اخیر افزایش چشمگیری داشته است. یکی از نارسایی‌های قلبی، بیماری گرفتگی عروق کرونر است که با جمع شدن پلاک‌ها در دیواره عروق کرونری ایجاد می‌شود. هدف پژوهش حاضر، تشخیص محل پلاک‌ها و بهبود مناطق سایه پشت پلاک‌های کلسیمی با استفاده از روش‌های خودکار پردازش تصویر است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش برای آشکارسازی پلاک‌های کلسیمی و ناحیه تحت سایه در تصاویر فراصوت درون رگی، الگوریتمی خودکار طراحی و پیاده‌سازی شد. در این الگوریتم برای انتخاب آستانه تشخیص و آشکارسازی مرز سایه‌ها، به ترتیب از روش آستانه‌گذاری آتسو و روش کانتور فعال استفاده شده است. همچنین کیفیت نواحی سایه‌دار با روش‌های تعدیل هیستوگرام و تطبیق هیستوگرام بهبود داده شد. بدین منظور تصاویر ۲۶ بیمار دارای گرفتگی عروق کرونری از دو بیمارستان منتخب شهر اردبیل، با همکاری پزشک انتخاب شد.

یافته‌ها: با استفاده از الگوریتم پیاده‌سازی شده برای دو حالت وجود یا عدم وجود پلاک در تصاویر و درستی یا نادرستی تشخیص، تمامی پلاک‌ها در تصاویر بررسی و با نتایج حاصل از تشخیص پزشک مقایسه شد.

نتیجه‌گیری: نتایج روش استفاده شده در این پژوهش نسبت به پژوهش‌های دیگر، به دلیل کار بر روی تعداد زیادی از تصاویر واقعی بیماران و اعتبارسنجی نتایج با نظر پزشک متخصص قلب و عروق، باعث

---

۱. **تاریخ دریافت:** ۱۴۰۱/۰۱/۰۸؛ **تاریخ بازنگری:** ۱۴۰۱/۰۲/۱۱؛ **تاریخ پذیرش:** ۱۴۰۱/۰۳/۱۳؛ **تاریخ انتشار:** ۱۴۰۱/۰۴/۰۱
استناد: معاشرتی، رضا؛ تشکری، حسن (۱۴۰۱). پردازش تصاویر فراصوت درون‌رگی (IVUS) برای استخراج بافت مجازی. *بیولوژی کاربردی*، ۱۲(۴۶)، ۳۷-۵۸.
© نویسندگان **ناشر:** دانشگاه آزاد اسلامی واحد قم

تشخیص دقیق‌تری از پلاک‌های کلسیمی شد. همچنین نتایج بهبود کیفیت تصاویر نشان داد که بهبود کیفیت سایه‌ها به دلیل قرارگیری آنها در خارج از محدوده قرارگیری پلاک‌ها، اطلاعات ارزشمندی را در خصوص تعیین مرز خارجی رگ و محل پلاک‌های کلسیمی نمی‌دهد.

کلیدواژه‌ها: تصاویر فراصوت درون‌رگی (IVUS)، بافت مجازی، بیماری‌های قلبی، پلاک‌های کلسیمی.

۱. مقدمه

بیماری‌های قلبی یکی از شایع‌ترین عوامل مرگ‌ومیر در دنیا است. طبق آمار سازمان بهداشت امریکا، تقریباً ۶۴۴۰۰۰۰۰ امریکایی یک یا چند نوع از بیماری‌های قلبی را دارند و در حدود ۴۰ درصد از کل مرگ و میرها در هر سال را شامل می‌شوند. بیماری قلبی شامل فشار خون بالا، بیماری عروق کرونری، نارسایی قلبی، سکته قلبی و عیوب مادرزادی قلبی است. در بین این موارد ۵۴ درصد از مرگ‌های ناشی از بیماری‌های قلبی به علت بیماری عروق کرونری می‌باشد (۸). عروق کرونر از انواع رگ‌هایی هستند که به احتمال زیاد دچار تصلیب شریان می‌شوند. تصلیب شریان پلاک‌هایی در عروق کرونر هستند که باعث تنگی یا انسداد کامل عروق می‌شوند. نتایج خطرناک آن درد شدید سینه و در نهایت سکته قلبی است. تشخیص به موقع تصلیب شریان در عروق کرونر ضروری و مانع پیشرفت این بیماری می‌شود. همچنین با مصرف دارو یا انجام عمل آنژیوپلاستی می‌توان از بروز خطرات جدی در بیماران عروق کرونر جلوگیری کرد. تصلیب شریان یک بیماری دیواره رگ است که می‌تواند در آئورت، شاهرگ، کرونر و عروق جانبی رخ دهد. مهم‌ترین پیامدهای تصلیب شریان حمله قلبی، سکته و از بین رفتن عضو در اثر نرسیدن خون است. تصویربرداری فراصوت درون‌رگی (IVUS[1]) یک روش تصویربرداری است که با تجزیه و تحلیل آن می‌توان اطلاعات بافت‌شناسی رگ‌های تغذیه‌کننده قلبی را استخراج نمود. یکی از معایب روش تصویربرداری IVUS نیاز به حضور کارشناس و یا کاردیولوژیستی است که در تصویربرداری آنژیوگرافی و تشخیص بیماری‌های درون‌رگی تجربه و تخصص لازم را دارا باشد تا بتواند لایه‌های رگ و جنس و میزان پلاک‌های رسوبی را تشخیص دهد. از طرفی تشخیص لایه‌ها و پلاک‌های رسوبی در تمامی فریم‌ها به شکل دستی برای کارشناس مربوطه کاری خسته‌کننده و زمان‌بر است.

استفاده از تکنیک‌های تصویربرداری قلبی در سال‌های اخیر رشد چشمگیری داشته است. روش‌های تصویربرداری عروق کرونر به دو دسته تصویربرداری تهاجمی و غیرتهاجمی تقسیم می‌شوند(۶). تصویربرداری تهاجمی عمدتاً شامل آنژیوگرافی با اشعه ایکس، فراصوت و پروتونگاری نوری هستند که به وسیله کاتتر انجام می‌شوند. روش‌های تهاجمی در دو نوع تصویربرداری از

1. IntraVascular Ultrasound

طریق سنسور حامل که از طریق کاتتر وارد رگ شده و تصویربرداری مستقیم از طریق ماده حاجب می‌باشند. آنژیوگرافی با اشعه ایکس، سال‌های متمادی به عنوان یک روش استاندارد برای تشخیص گرفتگی‌های کرونری بکار گرفته می‌شود. محدودیت ذاتی آنژیوگرافی، دو بعدی بودن آن است. برای برطرف نمودن این محدودیت و داشتن تصویر سه بعدی از عروق، انواع مختلفی از آنژیوگرافی با اشعه ایکس به وجود آمده است. یکی از آن‌ها سی‌تی اسکن است که در این روش تصویربرداری از عروق در زوایا و زمان‌های مختلف انجام می‌شود. سپس تصویر سه بعدی از ترکیب تصاویر دو بعدی بازسازی می‌شود. در سیستم آنژیوگرافی چرخشی به وسیله چرخش مداوم سی‌آرم می‌توان در تمام زوایا تصاویر آنژیوگرافی بدست آورد. در این روش یک‌سری کامل از تصاویر بدست آمده و کلیه این تصاویر با هم ترکیب شده و تصویر سه بعدی سی‌تی اسکن بدست می‌آید. روش‌های فراصوت و پرتونگاری نوری تکنیک‌های نسبتاً جدیدی هستند که عکس‌برداری آن‌ها از سطح مقطع رگ و دیواره عروق می‌باشد. در این روش‌ها سنسور از طریق کاتتر وارد رگ شده و تصویربرداری به وسیله آن انجام می‌شود. یکی از محدودیت‌های این تکنیک‌ها عدم امکان تولید تصویر سه بعدی عروق کرونر است. هرچند تصویربرداری بر پایه کاتتر می‌تواند تصویرهای با سرعت و کیفیت بالا ایجاد کند، یکی از موانع اصلی این تکنیک‌ها، احتیاج به عمل بالینی و به خطر انداختن بیمار است. با پیشرفت علم، تصویربرداری غیرتهاجمی به وجود آمد. امروزه این روش‌ها بسیار مورد توجه قرار گرفته و استفاده از آن‌ها خیلی شایع شده است. سی.تی. اسکن و ام.آر.آی. دو نوع از روش‌های تصویربرداری غیرتهاجمی هستند. این تکنیک‌ها علاوه بر غیرتهاجمی بودن، امکان تصویربرداری سه بعدی را نیز دارند که این عامل باعث مزیت آن‌ها نسبت به روش‌های آنژیوگرافی معمولی، فراصوت و پرتونگاری نوری شده است. در همه تکنیک‌هایی که بیان شد، تجهیزات پزشکی مورد نظر باید امکان پردازش و تحلیل تصاویر را داشته باشند؛ زیرا پزشک صرفاً با مشاهده تصاویر نمی‌تواند آن‌ها را کاملاً تحلیل کند. به عنوان مثال در قسمت‌هایی از تصاویر، پزشک به مشخص کردن مرز رگ و اندازه‌گیری عرض رگ برای تشخیص گرفتگی نیاز دارد. بهبود تجهیزات پزشکی و برآوردن نیازهای پزشکان، نیازمند تحقیقات پژوهشگران در این زمینه است. جداسازی مرز عروق در تصاویر پزشکی همیشه یکی از مسائل مهم بوده و همواره روش‌های جدیدی برای این کار ارائه می‌شود. در این پژوهش برای آشکارسازی پلاک‌های کلسیمی و ناحیه تحت سایه در تصاویر فراصوت درون رگی، الگوریتمی خودکار طراحی و پیاده‌سازی شده است. در این الگوریتم برای انتخاب آستانه تشخیص و آشکارسازی مرز

سایه‌ها به ترتیب از روش آستانه‌گذاری آتسو و روش کانتور فعال استفاده شده است. همچنین کیفیت نواحی سایه‌دار با روش‌های تعدیل هیستوگرام و تطبیق هیستوگرام بهبود یافته است. بدین منظور تصاویر ۲۶ بیمار دارای گرفتگی عروق کرونری از دو بیمارستان منتخب ۱ و بیمارستان منتخب ۲، با همکاری پزشک انتخاب می‌شوند. الگوریتم پیاده‌سازی شده برای دو حالت وجود و یا عدم وجود پلاک در تصاویر و درستی و نادرستی تشخیص تمامی پلاک‌ها در تصاویر، بررسی و نتایج با نتایج حاصل از تشخیص پزشک مقایسه می‌شود.

هدف پژوهش حاضر، تشخیص محل پلاک‌ها و بهبود مناطق سایه پشت پلاک‌های کلسیمی با استفاده از روش‌های خودکار پردازش تصویر است. در این پژوهش برای آشکارسازی پلاک‌های کلسیمی و ناحیه تحت سایه در تصاویر فراصوت درون رگی، الگوریتمی خودکار طراحی و پیاده‌سازی شده است. در این الگوریتم برای انتخاب آستانه تشخیص و آشکارسازی مرز سایه‌ها به ترتیب از روش آستانه‌گذاری آتسو و روش کانتور فعال استفاده شده است. همچنین کیفیت نواحی سایه‌دار با روش‌های تعدیل هیستوگرام و تطبیق هیستوگرام بهبود یافت. بدین منظور تصاویر ۲۶ بیمار دارای گرفتگی عروق کرونری از دو بیمارستان منتخب ۱ و بیمارستان منتخب ۲، با همکاری پزشک انتخاب می‌شوند. هدف پژوهش حاضر پرداختن به منطقه تحت سایه در تصاویر IVUS است؛ به این ترتیب که ابتدا به بخش‌بندی خودکار این مناطق به عنوان درست‌نماهای تصاویر IVUS پرداخته شده در مرحله بعد با استفاده از عملیات پردازش تصویری که در این نواحی انجام می‌شود، به بهبود تصویر در این مناطق پرداخته و اطلاعات این نواحی قابل مشاهده می‌شود.

۲. مواد و روش‌ها

در تصویربرداری فراصوت درون رگی (IVUS) تجهیزات تصویربرداری از سه بخش اصلی تشکیل می‌شود. این تجهیزات عبارتند از: کاتتر مخصوصی که یک مبدل فراصوت مینیاتوری در سر آن نصب می‌شود. واحد عقب‌کشنده و دستگاهی که تصویر در آنجا تشکیل می‌گردد. کیفیت تصویر IVUS حاصل وابسته به فرکانس تصویربرداری است. هرچه فرکانس امواج فراصوت بالاتر باشد، تصاویر حاصل، از وضوح بهتری برخوردار خواهند بود و در نتیجه عمق تصویربرداری کاهش می‌یابد. فرکانس تصویربرداری معمولاً در محدوده بالای فرکانس‌های فراصوت یعنی بین ۲۰ تا ۴۰ مگاهرتز انتخاب می‌شود (۹).

به طور کلی رگ‌های تغذیه‌کننده قلبی از سه لایه تشکیل شده است. این سه لایه که در اطراف

محل عبور خون قرار دارند، عبارتند از: لایه داخلی، لایه میانی و لایه خارجی. لایه خارجی رگ یا همان ادونشیا از فیبرهای کلاژن، فیبروبلاست، فیبرهای عصبی و رگ‌های کوچک ساخته شده است. با جمع شدن انواع پلاک‌ها از جمله چربی، کلسیمی، بافت‌های فیبروز شده و لیپوپروتئین در دیواره رگ، قطر لایه‌های مذکور تغییر کرده و باعث ایجاد گرفتگی در رگ‌های قلبی می‌شود. این پلاک‌ها در فاصله بین لایه داخلی و خارجی رگ جمع می‌شوند. پلاک‌های کلسیمی به علت چگالی خیلی بالایی که دارند، در تصاویر IVUS به صورت مناطقی با شدت روشنایی خیلی بالا دیده می‌شوند. به علت امپدانس صوتی بسیار زیاد این منطقه، موج عبوری از این منطقه، بسیار ناچیز است و لذا، عمق این پلاک‌ها قابل تشخیص نیست (۹). بنابراین، معمولاً برای بیان میزان شدت رسوب کلسیمی، زاویه‌ای را که توسط این پلاک پوشانده می‌شود، بیان می‌کنند. سطوح خاکستری با روشنایی متوسط، پلاک‌های نرم را مشخص می‌نمایند. اصطلاح پلاک نرم به پلاک‌هایی اطلاق می‌شود که چگالی آن‌ها کمتر از کلسیم است. این پلاک‌ها معمولاً دو نوع پلاک‌های فیبروزی و پلاک‌های فیبرولیپیدی هستند. تفاوت تشخیصی این دو نوع پلاک در شیاردار بودن و دانه‌دانه‌ای بودن تصاویر آن‌ها است. به طوری که پلاک‌های فیبروزی به صورت سطوح شیاردار در تصویر دیده می‌شوند؛ حال آنکه پلاک‌های فیبرولیپیدی ماهیت دانه‌دانه‌ای دارند. محل عبور خون در تصاویر IVUS پایین‌ترین شدت روشنایی را دارند. تشخیص دیواره‌های مربوط به لایه‌های رگ در تصاویر IVUS کار بسیار دشواری است و مهارت بالایی می‌خواهد. نحوه تغییر شدت روشنایی با توجه به تجربه پزشک و درک او از ساختار رگ، به وی کمک می‌کند تا این مرزها را تشخیص دهد. بیشتر پلاک‌ها در رگ‌ها مخلوطی از دو یا سه نوع از پلاک‌های فیبرولوزی، فیبرولیپیدی و کلسیمی هستند که به این پلاک‌ها به اصطلاح پلاک‌های مخلوط گفته می‌شود. روشنایی اختصاص داده شده به هر قسمت از بافت به خصوصیات صوتی آن قسمت از بافت بستگی دارد. هرچه امپدانس صوتی بافت بیشتر باشد، روشنایی بیشتری دارد. با این وجود بافت‌های مختلف ممکن است خصوصیات صوتی مشابه داشته باشند و در نتیجه در تصویر تشکیل شده نتوان آن‌ها را از هم تمیز داد. به علاوه، دقت تشخیص مرزهای رگ و در نتیجه قطر و میزان گرفتگی ایجاد شده در آن، به مهارت پزشک متخصص، بستگی زیادی دارد. بخش‌بندی مرز، جزو مهم‌ترین مسائل در تحلیل تصاویر دیجیتال محسوب می‌شود. تصاویر به تعدادی برچسب افراز می‌شوند که هر نقطه در تصویر به یکی از برچسب‌ها نسبت داده می‌شود و استخراج یک خم بسته‌ای حول شیء موجود در تصویر بخش‌بندی شده، باعث تشخیص مرز می‌شود.

بخش‌بندی تصاویر پزشکی یکی از ارکان اصلی کاربردهای کامپیوتر در پزشکی برای تشخیص و تجزیه و تحلیل داده‌های آناتومیکی است. با پیشرفت کیفیت تصاویر پزشکی، تشخیص بر پایه نتایج کامپیوتری، به یک روش معمول و قابل اعتماد تبدیل شده است. ابزار کامپیوتری این امکان را به متخصصان می‌دهد که به کمک واسط‌های مجازی، ساختارهای آناتومیکی را تجزیه و تحلیل کنند (۴).

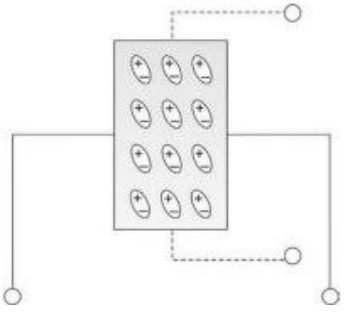
۳. یافته‌ها

با روش فراصوت درون شریانی می‌توان از درون رگ‌های نواحی مختلف بدن تصویربرداری کرد یا یک‌سری اندازه‌گیری‌های کمّی بر روی رگ و آسیب‌هایی که درون رگ به وجود آمده است، انجام داد. حتی شاید بتوان در آینده‌ای نه چندان دور به عنوان یک روش درمانی هم به آن نگریست.

در این روش یک وسیله که نام آن کاتتر است و شکل آن مانند یک میل جراحی کوچک می‌باشد، به درون رگ فرستاده شده که روی آن هم ترنسدیوسر جای دارد. مانند دیگر روش‌های فراصوت، با فرستادن و دریافت امواج بازتابی می‌توان تصویر و یک‌سری اطلاعات را به دست آورد. تصویر ما در این روش وضوح بالایی دارد و به صورت مقطعی از رگ می‌باشد و بسته به نوع ترنسدیوسر می‌تواند به موقع[1] باشد. این روش همراه با روش‌های دیگر مانند آنژیوگرافی بسیار موثر و مفید است. برای تشخیص هرچه بهتر آسیب درون رگی پس از انجام آنژیوگرافی و همراه با آن و همچنین کنترل و مدیریت بیماری‌های درون رگی به ویژه برای سرخرگ‌ها کاربرد روزافزون و رو به گسترشی پیدا کرده است. باید به این نکته توجه داشت که این روش بهترین فناوری موجود در مشخص کردن آناتومی دیواره رگ‌ها در موجودات زنده از هر نظر می‌باشد. آغاز کار و پیشرفت روش IVUS در سال ۱۹۵۰ بود. در آن زمان به عنوان یک روش تحقیقی توسط کاتترهای بزرگ که ترنسدیوسر آنها با فرکانس ۱ تا ۱۰ مگا هرتز کار می‌کردند، برای رگ‌های بزرگ به کار گرفته شد. در یک کار تحقیقاتی دیگر در سال ۱۹۷۰ ترنسدیوسرهای مولتی المنت به کار گرفته شدند. در کارهای پیشین ترنسدیوسرها به صورت تکی به کار گرفته می‌شدند. انواع و گونه‌های ترنسدیوسرها در بخش‌های بعدی مورد بحث قرار خواهند گرفت. این ترنسدیوسرهای مولتی المنت که به آن ترنسدیوسر آرایه فازی یا الکترونیکی هم می‌گویند، و دید مقطعی و ۳۶۰ درجه، به صورت

1. Real Time

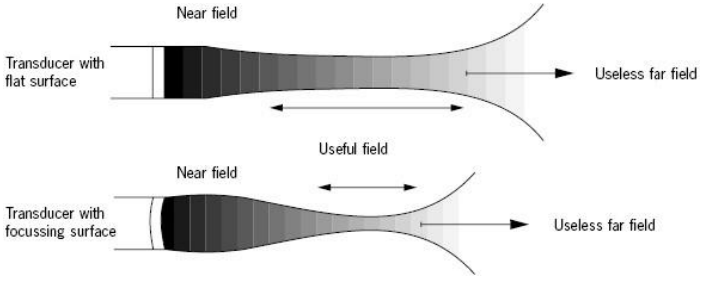
همزمان به ما می‌دهند. از سال ۱۹۹۰ این روش به عنوان یک روش کلینیکی در تشخیص بیماری‌های قلبی از جمله گرفتگی‌های رگ، مورد استفاده قرار گرفت (۲).



شکل۱- تصویر شماتیک یک بلور پیزو الکتریک (۱)

در تصویر بالا یک تصویر شماتیک از کریستال پیزوالکتریک مشاهده می‌شود. این کریستال علاوه بر تولید امواج فراصوتی از جریان الکتریکی، می‌تواند به روش وارون آنچه گفته شد، با گرفتن یک موج فراصوتی، یک سیگنال الکتریکی تولید نماید.

بیم تولیدی توسط ترنسدیوسر در آغاز به صورت موازی است، یعنی جبهه موج‌ها با هم به صورت موازی هستند، و پس از طی مسافتی واگرا خواهند شد. به طول بخشی از فضا که جبهه‌های موج به صورت موازی منتشر می‌گردند، طول میدان نزدیک می‌گویند. پس از آن جبهه‌های موج به صورت کروی منتشر می‌شوند.



شکل ۲ - میدان نزدیک و دور ساخته شده توسط Transducer[1]

1. https://radiologykey.com/based-on-ultrasound-reflection

طول میدان نزدیک از رابطه زیر به دست می‌آید.

$$NFD = \frac{r^2}{\lambda}$$

(طول موج فراصوتی=λ، قطر ترنسدیوسر=r)

به دلیل اینکه ما می‌خواهیم مسیر رفت و برگشت موج روی یک خط صافی باشد که موج از ترانسدیوسر بیرون می‌آید، پس، باید در میدان نزدیک کار کرد تا بتوان تصویر تشکیل داد. کیفیت تصاویر فراصوت در میدان نزدیک بسیار بهتر است. با توجه به رابطه بالا می‌توان گفت که هرچه طول موج کاهش یابد (بسامد افزایش یابد)، طول میدان نزدیک بیشتر شده و وضوح بهتر خواهد شد. ترنسدیوسرهای آیووس در بازه بسامدی ۸ تا ۳۰ مگاهرتز کار می‌کنند. بنابراین، دارای کیفیت تصویر بالایی نسبت به دیگر روش‌های تصویربرداری فراصوتی می‌باشند. البته مشکلی که پیش‌رو است، این است که با افزایش فرکانس تضعیف افزایش یافته و بنابراین تصویر از عمق نفوذ بسیار کمی برخوردار خواهد بود. در واقع تنها تا دیواره‌های رگ مشاهده خواهد شد. در رابطه با سیستم‌های الکترونیکی دستگاه آیووس در بخش کنترل‌های تصویر و روش تصویرسازی بحث خواهد شد.

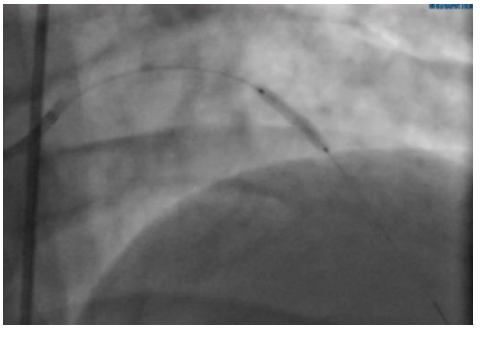
۳-۱. روش آنژیوگرافی و مقایسه آن با IVUS

در روش آنژیوگرافی یک ماده حاجب به درون رگ تزریق شده یا توسط فرد خورده می‌شود. این ماده حاجب یا یک ماده‌ای است که به آسانی پرتو ایکس را از خود عبور داده (ضریب جذب پایینی دارد) یا اینکه به شدت جذب‌کننده پرتو است (ضریب جذب بالایی دارد) و در تصویر، بسیار مشخص از سایر بافت‌ها می‌باشد. در آنژیوگرافی با ام.آر.آی.، فرکانس رادیویی تابشی ماده حاجب در میدان مغناطیسی اعمال شده، بسیار متفاوت از سایر اندام‌ها است. با این روش اگر رگ یا شریان در جایی دچار تنگی یا گرفتگی شده باشد، با مشاهده جمع شدن ماده حاجب در آن ناحیه، به راحتی می‌توان محل تنگ شدگی یا گرفتگی را مشخص نمود.

آنژیوگرافی روشی است که در آن به بیمار یک ماده حاجب را که برای بدن بیگانه یا ناآشناست، تزریق کرده یا خورانده می‌شود. به علاوه، آنژیوگرافی با پرتو ایکس یکی از روش‌هایی است که در آن بیمار بیشترین میزان دز جذبی را خواهد داشت. روش آنژیوگرافی روشی است که از پیش برنامه‌ریزی نشده و آزمایشی است؛ یعنی اگر تنها بخواهیم ناحیه مشخصی از بدن بیمار را بررسی کنیم، نمی‌توانیم تنها به آن ناحیه ماده حاجب برسانیم، بلکه ماده حاجب به همه بدن بیمار خواهد

رسید و نمی‌توان روند آنژیوگرافی را برنامه‌ریزی نمود، مثلاً اول به این رگ، سپس به رگ دیگر و... .

آنژیوگرافی روشی کمّی و دقیق نیست و تنها اطلاعات کیفی دربر دارد که یکی از مشکلات اساسی آن است. تنها کنتراست مجرای پر شده را نمایش می‌دهد و اطلاعی از چگونگی تنگ‌شدگی به ما نخواهد داد. تصویری دو بعدی از سه بعد به ما می‌دهد که بسیاری از اطلاعات به این صورت از دست می‌روند. چون مقاطع رگ‌ها به شکل یک دایره کامل نیستند، بسته به زاویه آنژیوگرافی رگ‌ها با اندازه‌های بسیار مختلفی می‌توانند یک پروفایل یکسان تولید کنند. اما در روش آیووس می‌توان از یک بخش خاص تصویربرداری و اندازه‌گیری نمود، همچنین ساختار دیواره‌های رگ و آسیب و حتی پلاک‌های رسوب کرده درون رگ را می‌توان تا اندازه زیادی تعیین نمود. تصویر در آیووس به صورت مقطعی و به صورت زمان واقعی است و توانایی ساخت تصویر سه بعدی وجود دارد و می‌تواند به خوبی اندازه رگ، مجرا، و تنگ‌شدگی را به ما بدهد. البته روش آیووس بیشتر همراه با آنژیوگرافی استفاده می‌شود تا در هر لحظه بتوان مکان کاتتر و سیم راهنما را در بدن به دست آورد.



شکل ۳- تصویری از یک کاتتر و سیم راهنمایش که توسط پرتو ایکس گرفته شده است.[1]

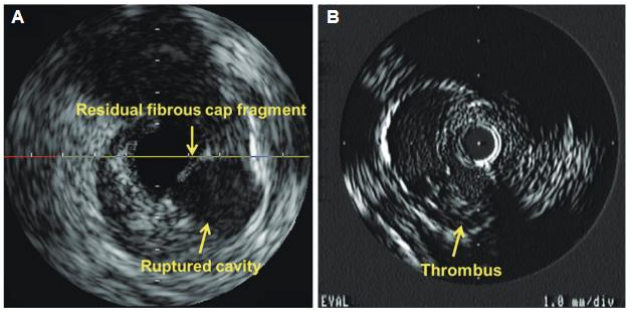
۳-۲. کنترل‌های تصویربرداری و روش تصویرسازی درIVUS

اهدافی که در تصویربرداری به روش IVUS مورد نظر هستند، به شرح است:

- مشخص کردن حساسیت آسیب درون رگی یا بر روی دیواره رگ،
- به دست آوردن ویژگی‌ها و ساختار دیواره رگ و پلاک‌ها،

1. https://www.dicardiology.com/content/pci-drugs-equally-beneficial-treating-fully-blocked-arteries

- طراحی چگونگی درمان (اندازه استنت[1] و مکان قرار گرفتن آن درون رگ)،
- مشخص نمودن مکان استنت درون رگ.



شکل ٤ - تصاویر به‌دست آمده با روش IVUS (٥)

کنترل‌هایی که بر روی اطلاعات به‌دست آمده برای تصویرسازی به‌کار می‌روند و جزو بخش‌های الکترونیکی دستگاه هستند، عبارتند از:

Gain: این بخش که در واقع یک تقویت‌کننده است، همه سیگنال‌های الکتریکی به‌دست آمده را تقویت می‌کند و با این کار به نوعی حساسیت کم کانتر را جبران می‌نماید. البته با تقویت همه سیگنال‌ها علاوه بر اطلاعات، نویزها را هم تقویت می‌کند.

TGC: جبران‌کننده بهره زمانی نیز نام دارد، اطلاعات را بسته به اینکه از چه عمقی به‌دست آمده‌اند، تقویت می‌نماید. اطلاعاتی را که از بخش‌های عمیق‌تر به‌دست آمده‌اند، بیشتر تقویت می‌نماید. برای اینکه بفهمد اطلاعات از چه عمقی به‌دست آمده‌اند، زمان رفت و برگشت مربوط به هر پالس صوتی را به‌دست آورده و چون سرعت صوت در بافت تقریباً ثابت است، هرچه زمان بیشتر باشد، تقویت بیشتر خواهد شد. چون تضعیف به صورت نمایی است و نمایی کاهش پیدا می‌کند، جبران‌کننده بهره زمانی، وارون این تضعیف عمل کرده، یعنی به صورت نمایی، اطلاعات را افزایش می‌دهد.

۳-۳. فشرده کردن و حذف کردن

برای اینکه بتوان تا حد زیادی از پرتوهای اسکتر شده و نویزها که ممکن است حاصل جمع

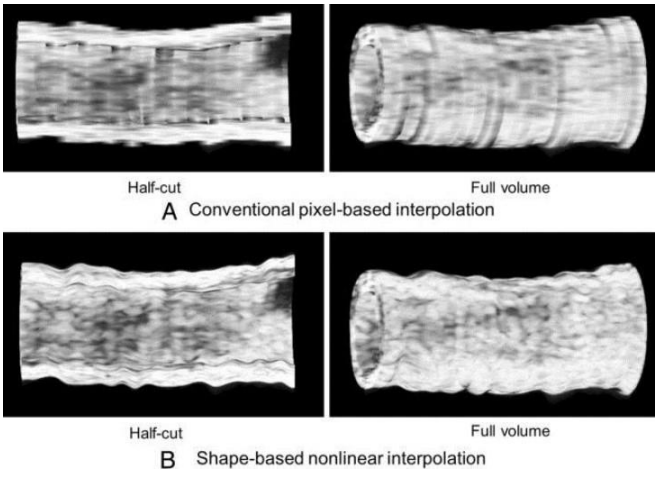
---

۱. استنت، تیوب نازکی است که درون شریان قرار می‌دهند تا شریان را در زمان درمان باز نگاه داشته یا راه فرار خون را ببندد.

شدن چندین سیگنال باشد، اجتناب نمود، یک پنجره انرژی برای سیگنال‌ها تعریف نموده که سیگنال‌هایی را که از یک حد آستانه بالاتر باشند را مرجوع کرده و همچنین سیگنال‌هایی را که از یک حد آستانه هم کمتر باشند را مرجوع می‌کنند. تنها اطلاعاتی که در بازه‌ای قرار دارند که نسبت سیگنال به نویزشان بالا است را می‌پذیرد. این کار برای آیووس یک استاندارد مشخصی ندارد و توسط اپراتور برای به‌دست آوردن تصویر بهینه، به صورت تجربی انجام می‌شود.

۳-٤. بازسازی سه بعدی

مانند دیگر روش‌های تصویربرداری می‌توان با داشتن اسلایدها و کنار هم قرار دادن آن‌ها و ساختن ماتریس تصویر، یک تصویر سه بعدی با پردازش کامپیوتری ساخت و از زوایای مختلف به آن نگریست.



شکل ۵- تصویر سه بعدی به دست آمده با IVUS (۱۰)

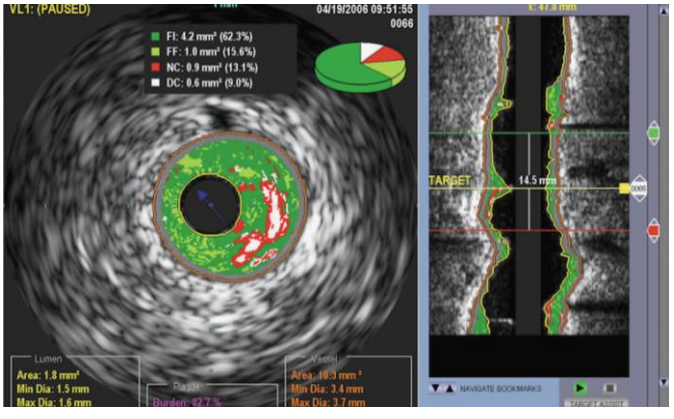
۳-۵. تصویر در تصویر (آنژیوگرافی همراه با IVUS)

تصویر در تصویر اشاره به نمایش فلورو سکوپیک یا آنژیوگرافیک در پنجره کوچکی در داخل تصویر آیووس دارد و مزیت این روش آن است که توانایی بیان محل قرارگیری ترنسدیوسر برای تصاویر واقعی را دارد.

اما کیفیت در روش آنژیوگرافی پایین است و توانایی تمایز ترنسدیوسرها را گاهی از دست می‌دهد.

۳-۶. ساخت طولی تصاویر در طیف خاکستری

با حرکت کاتتر روی سیم راهنما با سرعت کنترل شده، رایانه با کنار هم قرار دادن تصاویر مقطعی و پردازش آنها، تصویری طولی و دو بعدی از شریان می‌سازد که شبیه به آنژیوگرام است. این ویژگی به صورت یک آپشن بر روی سیستم‌های جدید قرار گرفته است. می‌توان به این تصویر که پس از بازسازی کامپیوتری به‌دست آمده است، از زوایای مختلفی نگریست. یک نمونه از این تصاویر (شکل ۶) در ادامه آمده است.



شکل ٦ - تصویر طولی ساخته شده توسط پردازش کامپیوتری[1]

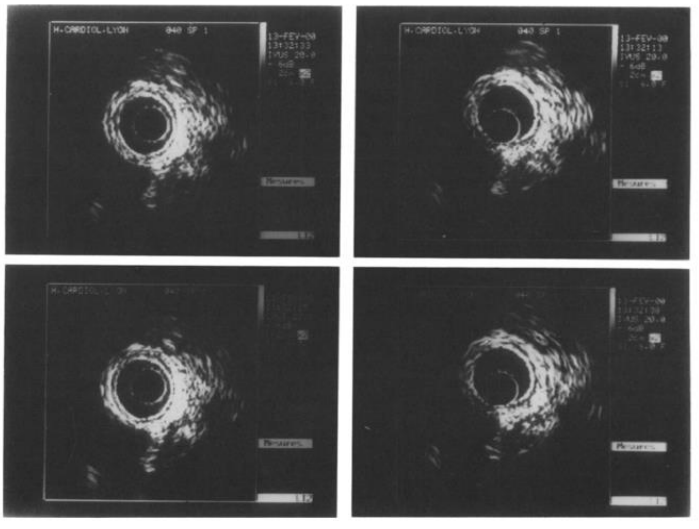
۳-۷. آرتیفکت‌های تصویربرداری

مانند هر تصویربرداری دیگری، تصویربرداری به وسیله آیووس نیز دارای آرتیفکت‌های گوناگونی است که به ترتیب به آن اشاره می‌شود.

۳-۸. آرتیفکت‌های حرکتی

این آرتیفکت ناشی از استقرار ناپایدار کاتتر درون شریان است. کاتتر برای تهیه یک تصویر یکنواخت، باید در وسط رگ قرار بگیرد، اما چون کاتتر ممکن است و عملاً نیز اینگونه است که به دیواره‌ها می‌چسبد و در طول حرکت درون رگ از محور شریان با فاصله و زوایای مختلفی قرار می‌گیرد.

1. https://echocardiography.ir/intravascular-ultrasound



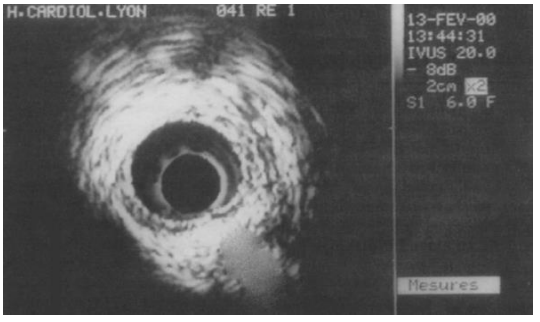
شکل ۷ - در تصاویر سمت چپ به دلیل چسبیدن کاتتر به دیواره، لایه‌های مختلف رگ از هم قابل تشخیص نیستند (۳)

۳-۹. آرتیفکت چرخش نایکنواخت ترنسدیوسر

این آرتیفکت ناشی از این مسأله است که محور چرخش کاتتر به طور یکنواخت نمی‌چرخد و بنابراین اطلاعات در برخی بخش‌ها بیشتر و در برخی بخش‌ها کمتر به‌دست می‌آیند. این امر ممکن است ناشی از اتصال غلط کابل‌های چرخاننده ترنسدیوسر، خمش حاد شریان، تغییرات در ساخت تویی کاتتر، پیچ در پیچ شدن غلاف یا قطع محل اتصال کابل باشد. این آرتیفکت تنها در کاتترهای چرخشی مکانیکی رخ می‌دهد.

۳-۱۰. آرتیفکت Ring Down

به صورت حلقه روشنی با ضخامت‌های مختلف در اطراف کاتتر دیده می‌شوند. آرتیفکت‌های مزبور بوسیله نوسان‌های آکوستیک در ترنسدیوسر ایجاد می‌شوند در نتیجه سیگنال‌های با دامنه بالا در نواحی مجاور کاتتر محو می‌شود. جبران‌کننده بهره زمانی می‌تواند آرتیفکت مزبور را کاهش دهد، اما کاهش بیش از اندازه رینگ داون باعث کاهش سیگنال‌های حاصل از هدف واقعی می‌شود. آرتیفکت‌های مزبور بوسیله یک ساب تراکشن دیجیتالی از یک ماسک مرجع کاهش می‌یابد. اما اگر این کار به صورت نادرست انجام شود، ساب تراکشن دیجیتالی سبب حذف اطلاعات واقعی یا معرفی اطلاعات کاذب می‌شود.



شکل ۸ - آرتیفکتRing Down (۳)

۳-۱۱. آرتیفکت Blood Speckle

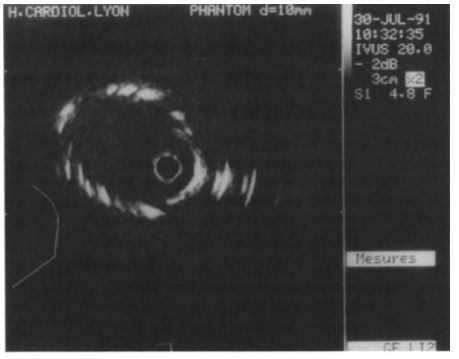
شدت اسپیکل خونی (به صورت نمایی) با افزایش فرکانس ترنسدیوسر و افزایش سرعت خون افزایش می‌یابد. این مسئله توانایی تمایز از بافت را مانند پلاک‌ها- ترمبوز کاهش می‌دهد.

شیوع: معمولاً هنگامی‌که کاتتر از وسط یک تنگی سفت یا از داخل یک هماتومس عبور می‌کند، دیده می‌شود. با استفاده از جبران‌کننده بهره زمانی تا حدودی می‌توان اسپیکل خونی را کاهش داد و این مسئله تا حدودی کاهش می‌یابد. بعضی از اپراتورها از مواد کنتراست روشن‌کننده محلول سالین در اطراف کاتتر برای آشکار کردن لومن و کمک به تشخیص مرزهای بافت استفاده می‌کنند. کامپیوترها هم براساس الگوریتم‌های تصویرگیری می‌توانند به حذف یا تمایز اسپیکل خونی از بافت بپردازند.

۳-۱۲. آرتیفکت‌های مایل شدن- خارج از مرکز قرارگرفتن و مسائل مربوط به انحنا عروق

در تکنیک‌های تصویرگیری عروق، مقطع دایره‌ای و کاتتر در مر کز شریان و ترنسدیوسر به موازات محور طولی قرار می‌گیرد. مایل قرار گرفتن ترنسدیوسر و انحنای عروق موجب اطلاعات غلط از عروق با مقطع بیضوی می‌شود. مایل قرار گرفتن ترنسدیوسر در عروق، بزرگ باعث برآورد بیشتر ابعاد و کاهش کیفیت تصویر می‌شود. دامنه اکو منعکسه از یک[1] بستگی به محل و زاویه با اینترفیس دارد و قوی‌ترین سیگنال‌های به‌دست آمده وقتی است که کاتتر هم‌محور با عروق و با زاویه ۹۰ درجه به هدف برخورد کند. اگر کاتتر با دیواره رگ موازی نباشد، کیفیت تصویر پایین و میزان خطا در تصویر افزایش می‌یابد.

1. Interface



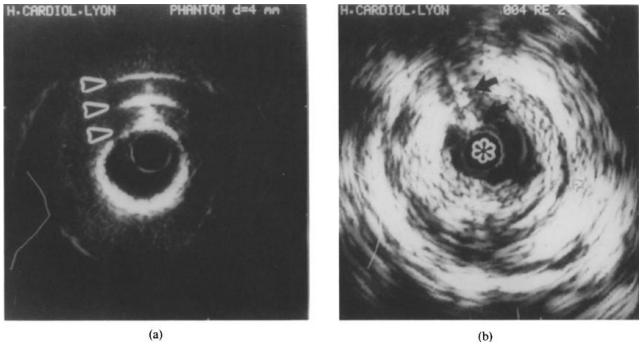
شکل ۹ - آرتیفکت مربوط به مایل قرار گرفتن کاتتر و بیضی نشان داده شدن مقطع رگ (۳)

۳-۱۳. آرتیفکت سیم راهنما

سیم راهنما بازتاب‌کننده قوی امواج فراصوتی است. پس یک اکوی شدید لبه‌دار از سیم خواهیم داشت که پشت آن سایه آکوستیکی ایجاد شده و اطلاعات به ما نمی‌رسند. البته خیلی کم پیش می‌آید که سیم راهنما در مسیر امواج کاتتر قرار گیرد. آرتیفکت وجود هوا در چمبر، اگر در لوله هوا وجود داشته باشد، به دلیل تغییر امپدانس، اکوهای بازگشتی شدیدی خواهیم داشت و اطلاعات سیگنال‌های پیرامونی از دست خواهد رفت.

۳-۱۴. آرتیفکت Revibration

این آرتیفکت به دلیل بازتاب‌های متوالی میان دو سطح یا کریستال و یک سطح و یا ترکیبی از این‌ها به وجود می‌آید و باعث ایجاد اینترفیس‌های مشابه و متوالی می‌گردد. با اینکه اینترفیس‌های دوم به بعد نسبت به اینترفیس نخست دچار تضعیف بیشتری می‌شوند، اما TGC آن‌ها را به دلیل اینکه دیرتر رسیده‌اند، تقویت می‌کند.



شکل ۱۰- آرتیفکت Revibration (۳)

۳-۱۵. اندازه‌گیری‌های کمّی

IVUS علاوه بر تصویربرداری می‌تواند یک‌سری داده‌های کمّی به‌دست آمده از اندازه‌گیری‌ها را نیز در اختیار ما قرار دهد که شامل موارد زیر هستند:

۳-۱۶. توانایی تفکیک مرزها

IVUS روشی است که تا حدود زیادی قادر به تفکیک لایه‌های مختلف رگ از یکدیگر است. رگ معمولا از ۳ لایه تشکیل شده است:

۱) لایه درونی (inner) که به آن hyperechoic intima هم می‌گویند، که تا حدی با مجرای اصلی عبوری خون ترکیب شده است.

۲) لایه میانی (middle) که به آن echolucent media هم می‌گویند.

۳) لایه بیرونی (outer) که به آن hyperechoic adventima هم می‌گویند.

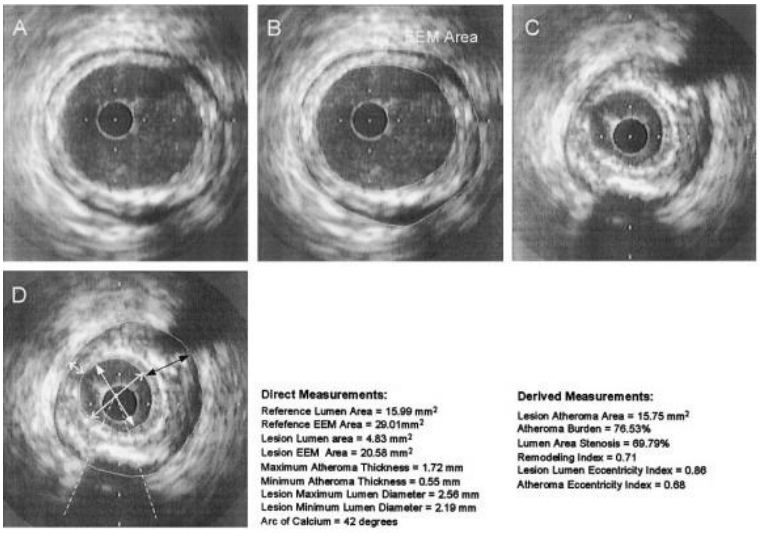
داخلی‌ترین لایه نسبتاً اکوژنتر در مقایسه با مدیا (لایه میانی) است، یعنی می‌تواند امواج فراصوت را بهتر بازتاب دهد، و به عبارت دیگر، اکوژنیته مدیا کمتر از انتیما است.

سومین لایه یا خارجی‌ترین لایه adventima و بافت‌های اطراف آن است. هیچ مرزی برای جدایی این ناحیه از بافت‌های اطرافش در تصاویر Ivus وجود ندارد. پس، به طور کاملاً مشخص نمی‌توان لایه‌های رگ را مشخص نمود. اما باید دانست که روش IVUS بهترین روش در این زمینه است. با مشخص نمودن دیواره و لایه‌های رگ و اندازه‌گیری آن‌ها و مقایسه این اندازه‌گیری‌ها با یک استاندارد که برای یک فرد سالم تعریف شده است، می‌توان بروز آسیب در دیواره‌ها و نوع آن را پیدا نمود.

۳-۱۷. اندازه‌گیری لومن

لومن به مجرای عبوری خون گفته می‌شود. امپدانس‌های صوتی میان دیواره‌های رگ و لومن به اندازه‌ای اختلاف دارند که به آسانی می‌توان مرز جدایی آن‌ها را مشخص نمود. می‌توان قطر لومن را در بخش‌های مختلف رگ به‌دست آورد، و با مقایسه با یک قطر استاندارد و مرجع برای آن رگ، گرفتگی و تنگ شدگی و میزان دقیق عددی آن را پیدا کرد.

۳-۱۸. اندازه‌گیری غشای الاستیک بیرونی External Elastic Membrane (EEM)



شکل۱۱- در تصویر بالا حالت‌های A و B حالت‌های رفرنس یا مرجع هستند، و C و D از بیمار گرفته شده‌اند. اندازه‌گیری‌های کمّی مربوطه پایین تصویر آمده است (۷)

۳-۱۹. اندازه‌گیری کلسیم و پلاک‌ها

IVUS دقیق‌ترین روش در اندازه‌گیری کلسیم‌های رسوبی درون رگ است. چرا که کلسیم یک بازتاب‌دهنده قوی آکوستیکی بوده و به صورت لکه‌های بسیار روشن با سایه آکوستیکی بالا دیده می‌شوند. اما چون امواج فراصوت توانایی نفوذ به درون پلاک‌های کلسیمی را ندارند، نمی‌توان اندازه ضخامت آنها را به دست آورد. ولی می‌توان سطحی را که این پلاک‌ها برای خود اشغال کرده‌اند را اندازه گرفت. برای پلاک‌های دیگر نیز این روش بسیار مناسب است و بهترین روشی است که می‌تواند ساختار، اندازه و ویژگی‌های پلاک‌ها را بیان کند. پلاک‌های کلسیمی تولید آرتیفکت revibration می‌نمایند و یکی از راه‌های تشخیص این پلاک‌ها از دیگر پلاک‌ها توجه به همین آرتیفکت است، چرا که برای دیگر پلاک‌ها این آرتیفکت وجود نخواهد داشت.

۳-۲۰. اندازه‌گیری طولی

با داشتن سرعت حرکت کاتتر درون رگ و زمان حرکت، می‌توان طول بخشی از رگ را که مورد نظر است را به راحتی به‌دست آورد که برای یافتن طول آسیب، پلاک یا تنگ‌شدگی کاربرد دارد. علاوه بر اندازه‌گیری‌های گفته شده می‌توان به صورت کیفی هم از میزان پلاک‌ها، اندازه آنها،

ساختار تقریبی‌شان، محل آسیب یا پلاک و... اطلاعات بسیار مناسبی به‌دست آورد.

٤. نتیجه‌گیری

در این تحقیق به بخش‌بندی و بازسازی مناطق تحت سایه در تصاویر IVUS پرداخته شد. این مناطق در پشت رسوبات کلسیمی در نواحی عمقی‌تر رگ ایجاد می‌شود. معمولاً اطلاعات بافت‌شناسی مناسبی از این نواحی قابل حصول نیست. روشی خودکار بر مبنای روشی آستانه‌گذاری جهت بخش‌بندی منطقه تحت سایه معرفی شدند. سپس برای تفکیک مرزهای مربوط به مناطق تحت سایه، از کانتورهای فعال در این مناطق استفاده گردید. بازسازی مناطق تحت سایه با استفاده از تعدیل هیستوگرام تحصیح گاما، نگاشت خطی تکه‌ای و تطبیق هیستوگرام انجام گرفت. روش‌های فوق‌الذکر بر روی ۱۰۰ فریم از هر بیمار اعمال شد و در بخش تشخیص ناحیه سایه، حساسیتی برابر با ۸۶% دربرداشت. جهت بررسی دقت، از اختلاف مساحت استفاده گردید و مقدار خطای متوسط بر مبنای معیار اختلاف مساحت برابر با ۹/۸۹ درصد بدست آمد. نتایج بازسای نشان می‌دهد بافت‌هایی که در منطقه تحت سایه پس از بازسازی دیده می‌شوند، با مناطق مجاور خود هم‌خوانی نزدیکی دارند و پیوستگی بافتی در مناطق مرزی به چشم می‌خورد. بازسازی منطقه تحت سایه می‌تواند به بهبود کیفیت بسیاری از روش‌ها از جمله پیدا نمودن مرزهای خارجی کمک کند. مقادیر حساسیت و ویژگی برای وجود یا عدم وجود پلاک در تصاویر بیمارستان منتخب ۱ به ترتیب ۸۵% و ۸۵% و برای تصاویر بیمارستان منتخب ۲ به ترتیب ۳۳% و ۹۲% بدست آمد. مقادیر حساسیت و قدرت تشخیص برای درستی و نادرستی تشخیص تمامی پلاک‌های موجود در تصاویر بیمارستان منتخب ۱ به ترتیب ۶۳% و ۶۲% و برای تصاویر بیمارستان منتخب ۲ به ترتیب ۲۳% و ۵۵% بدست آمد. نتایجی که از الگوریتم پیشنهادی در این پژوهش بدست آمد، نشان‌دهنده قوی بودن این روش نسبت به نویز در تصویر است. همچنین به دلیل اصلاحاتی که در الگوریتم‌ها منظور شده است، اجرای برنامه زمان خیلی کمّی را طلب می‌کند. این برنامه قادر به شناسایی بیش از یک سایه در تصویر و بهبود آن‌ها می‌باشد که کامل بودن این الگوریتم را نشان می‌دهد. الگوریتم پیشنهادی در مواردی به درستی عمل نمی‌کند که در کارهای آینده سعی در برطرف کردن آن‌ها داریم. گاهی ارتفاع سایه تشکیل شده در پشت پلاک کلسیم بسیار کوتاه است و باعث می‌شود پنجره کانتور فعال بر روی مرز پلاک کلسیم و مناطق سایه‌دار قرار گیرد که به رشد نادرست کانتور منجر می‌شود و مناطق فاقد سایه‌دار را مرزبندی می‌کند. با اندازه گرفتن بیشترین مقدار شدت روشنایی در پنجره اولیه کانتور فعال و مقایسه آن، می‌توان به مشکل پی برد و با کوچک کردن پنجره و یا حرکت دادن پنجره اولیه می‌توان آن را اصلاح نمود.

References

1. Bhargava S & Bhargava SK. Principles and Practice of Ultrasonography. *Jaypee Brothers Medical Publishers*. 2020: 13.
2. Bratlo A.R. Determining the accuracy of interpretation of non-contrast brain CT scans performed in the emergency department between emergency medicine physicians and radiologists. *Shahid Beheshti University of Medical Sciences*. 2018; 6(1): 1-11. [in persian]
3. Finet G, Maurincomme E, Tabib A, Crowley RJ, Magnin I, Roriz R, Beaune J & Amiel M. Artifacts in intravascular ultrasound imaging: analyses and implications. *Ultrasound Med Biol*. 1993; 19(7): 533-47. **DOI**: 10.1016/0301-5629(93)90077-2. PMID: 8310550
4. Gil D, Hernandez A, Rodriguez O, Mauri J & Radeva P. Statistical strategy for anisotropic adventitia modeling in IVUS. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2006; 25(6): 768-778.
5. Hong YJ, Ahn Y & Jeong MH. Role of Intravascular Ultrasound in Patients with Acute Myocardial Infarction. *Korean circulation journal*. 2015; 45(4): 259-65.
6. Hoskins R, Martin K & Thrush A. Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment. *European Journal of Anaesthesiology*. 2005; 22(9).
7. Mintz GS & et al. American College of Cardiology Clinical Expert Consensus Document on Standards for Acquisition, Measurement and Reporting of Intravascular Ultrasound Studies (IVUS). *A report of the American College of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. J Am Coll Cardiol*. 2001; 37(5): 1478-92.
   DOI: 10.1016/s0735-1097(01)01175-5. PMID: 11300468
8. Mohajeri SF & et al. A New Technique of Percutaneous Needle Placement Using Computed Tomography for Injection and Aspiration of the Canine Lumbar Intervertebral Disc. *Veterinary research*. 2018; 74: 520-526. [in persian]
9. Ranjbar S. & *Jamshidi* H. Modeling of the data taken from the CT scan device using Inosalius medical engineering software. *Mechanical engineering*. 2019; 2: 34-46. [in persian]
10. Rim Y, McPherson DD & Kim H. Volumetric three-dimensional intravascular ultrasound visualization using shape-based nonlinear interpolation. *BioMedical Engineering OnLine*. 2013; 12(39).