



تعیین مرز عروق خونی در تصاویر اولتراسوند داخل رگی (IVUS)

احمد عاشوری

دانشجوی کارشناسی مهندسی برق

دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تهران

a.ashoori@ece.ut.ac.ir

سید کمال الدین ستاره دان

قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند

دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تهران

ksetareh@ut.ac.ir

واژه های کلیدی: هموارسازی توأم با حفظ لبه ها، Region Growing، مدل‌های شکل پذیر، تبدیل موجک.

1-مقدمه

بیماری های قلب و عروق از عوامل اولیه مرگ و میر در جوامع صنعتی و نیمه صنعتی به حساب می آید. یکی از مهمترین نارسایی ها، گرفتگی عروق کرونر قلب است که چون به طور تدریجی پیشرفت می کند یک نوع بیماری ساکت محسوب می شود و فقط موقعی خود را نشان می دهد که شخص دچار مرگ ناگهانی یا انفارکتوس (با معلولیت های مختلف) گردد. علت این بیماری جمع شدن پلاکها در دیواره عروق کرونری می باشد که باعث ایجاد خلل در سیستم گردش خون و تغذیه سلولهای قلبی می شوند. لذا پیدا کردن روشهایی برای تشخیص تنگی عروق و سپس درمان بموقع آن، برای پیشگیری از گرفتگی کامل رگ حائز اهمیت است. از روشهای معمول برای تشخیص گرفتگی عروق کرونر استفاده از آنژیوگرافی اشعه ایکس می

چکیده: IVUS یک تکنیک تصویربرداری پزشکی است که بر پایه ارسال کاتتر (Catheter) به داخل رگ و استفاده از امواج اولتراسوند برای تشکیل تصاویر همزمان (Real-Time) با رزولوشن بالا از دیواره داخلی رگ می باشد. در این مقاله پردازش تصاویر IVUS و استخراج خودکار مرز عروق کرونر توضیح داده شده است. به این منظور تصاویر IVUS موجود را در حوزه MATLAB مورد پردازش قرار داده ایم. در ابتدا مراحل پیش پردازش شامل هموار سازی تصویر به منظور حذف نویز و زوایا تصویربه همراه حفظ لبه ها و همچنین حذف نواحی مزاحم در segmentation مانند کاتتر نیز که شکل هندسی خاصی دارد، انجام می گیرد. سپس به استخراج مرزها با استفاده از مدل‌های شکل پذیر می پردازیم که در این کاربرد خاص از Distance Potential Snake با توجه به توپولوژی تصویر بهره برده شده است و در آخر با به کار بردن تبدیل موجک تشخیص آسانتر مرزها در نتایج شبیه سازی را خواهیم دید.

Speckle (Salt and Pepper Noise) در تصاویر IVUS پردازش اتوماتیک [5] آنها یکی از مسائل مشکل در زمینه بینایی ماشین می باشد.

در این مقاله تصاویر IVUS موجود را در حوزه MATLAB مورد پردازش قرار داده ایم. با توجه به کیفیت پایین تصاویر IVUS، ابتدا مراحل پیش پردازش شامل هموارسازی تصویر به منظور حذف نویز و زواید تصویر به همراه حفظ لبه ها را با استفاده از یک روش جدید بر پایه Region Growing انجام داده ایم. در ضمن در این مرحله، نواحی مزاحم در segmentation مانند ناحیه کاتر نیز که شکل هندسی خاصی دارد حذف می گردد. سپس به استخراج مرزها با استفاده از مدل های شکل پذیر پرداخته که در این کاربرد خاص از Distance Potential Snake با توجه به توپولوژی تصویر برای آن بهره گرفته شده است. در انتها تأثیر مثبت اضافه شدن تبدیل موجک در یک سطح به مراحل پیش پردازش نشان داده شده است.

2- روش های پردازش

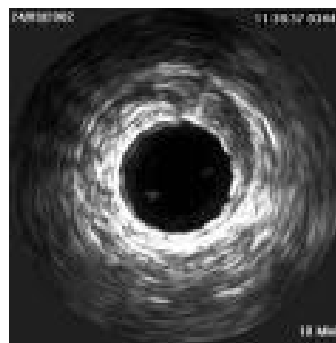
در IVUS سرخرگ های سالم در تصویر به سه لایه تقسیم می شود: 1- لایه درونی Intima 2- لایه میانی Media 3- لایه خارجی Adventitia. تفاوت امپدانس اکوستیک بین دیواره های سلولی است که باعث نمایش این سه لایه در تصاویر IVUS می گردد که در رگ های آسیب دیده تفاوت بین لایه های نازک نامحسوس است. قطر این لایه ها در یک فرد سالم از ابتدا تا انتهای رگ تقریباً ثابت است و اگر در فردی قطر این لایه تغییر کند، نشان دهنده وجود بیماری است.

2-1 الگوریتم پیشنهادی

در این مقاله قبل از اعمال الگوریتم snake [6] (که در واقع active contour مبتنی بر distance potential می باشد) بر روی تصویر، یک سری عملیات پیش پردازش جهت بهبود

باشد که از روش های با ریسک بالا محسوب می شود و معایب و مشکلات زیادی دارد. به عنوان مثال علاوه بر تهاجمی بودن و مضرات تشعشعات در هنگام تصویربرداری، این روش قدرت تشخیص میزان رسوبات و تشخیص جنس آنها (بعنوان مثال Fibrous Tissue, Fibro-Fatty, Necrotic Core, Dense Calcium) در دیواره رگ را ندارد [1]. یکی از روش های نسبتاً جدید برای تشخیص بیماری گرفتگی عروق استفاده از اولتراسوند داخل رگی، (Intra Vascular IVUS، UltraSound) می باشد که تصاویر مقطعی از داخل رگ تولید می کند [2]. این روش که نیمه تهاجمی محسوب می شود، از خطرات اشعه X به دور است و اطلاعات دقیقتری از دیواره رگ فراهم می کند، لذا نسبت به روش تصویر برداری آنژیوگرافی مزایای بیشتری دارد [3]، [4].

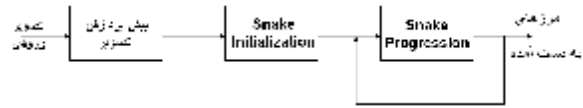
IVUS روشی بسیار دقیق، ایمن و قابل تکرار جهت تشخیص بیماری شناسی دیواره رگ و مشخص نمودن میزان گرفتگی و نیز پاتولوژی پلاکها است که از ابتدای دهه 1990، استفاده کاربردی از آن آغاز شده است. شکل 1 نمونه ای از تصاویر IVUS معمول را نشان می دهد.



شکل 1 نمونه ای از تصاویر IVUS

برای استفاده تشخیصی از تصاویر IVUS لازم است که مرز داخل و خارج رگ و همچنین لایه های رسوبی استخراج گردد. این کار معمولاً توسط پزشک متخصص و به صورت دستی انجام می شود که بسیار زمان بر و توأم با خطای فردی می باشد. از طرفی به دلیل وجود نویزهای مختلف از قبیل آرتیفکت حرکتی (Motion Artifact)، Ring-Down و نویز

نتایج صورت می گیرد. بلوک دیاگرام الگوریتم پیشنهادی جهت به دست آوردن خودکار مرزهای عروق کرونر در شکل 2 نشان داده شده است.



شکل

ل 2 دیاگرام بلوکی الگوریتم پیشنهادی

در ادامه به توضیح هر یک از بلوکهای فوق می پردازیم.

2-2 پیش پردازش تصویر

در این تحقیق از سه مرحله پیش پردازش استفاده شده است که عبارتند از: الف) تشخیص و جایگذاری ناحیه مربوط به کاتتر در تصویر، ب) هموارسازی تصویر جهت کاهش نویز، ج) استفاده از تبدیل موجک جهت افزایش دقت در مرحله استخراج مرز. ناحیه تصویر کاتتر دارای لبه های با تیرگی بسیار بالا می باشد و با اعمال انواع الگوریتم های مدل های شکل پذیر، به عنوان لبه تشخیص داده می شود. در مرحله اول پیش پردازش، با استفاده از روش Region Growing و انتخاب ترشلد مناسب بخش مربوط به کاتتر از تصویر جدا شده و با میانگین نقاط صفحه جایگزین می گردد.

در مرحله هموارسازی، در اغلب کاربردها مایل هستیم که لبه های اساسی تصویر در این فرایند دست نخورده باقی بمانند. برای این منظور روشهایی پیشنهاد شده که به روشهای هموارسازی با حفظ لبه (Edge Preserving Smoothing) مشهورند. یکی از این روشها میانگین گیری است که هر پیکسل را با میانگین چند پیکسل اطرافش جایگزین می کنند. روش دیگر استفاده از فیلتر Median است که لبه های تصویر را بهتر از ماسک گاوسی (که بهترین ماسک میانگین گیری است) حفظ می کند. اشکال این فیلتر در آن است که در مورد گوشه ها و بخش هایی از تصویر که کوچکتر از نصف عرض پنجره

فیلتر باشند دچار اشتباه می شود؛ هر چند که نویزهای Salt&Pepper و Speckle را به خوبی حذف می کند.

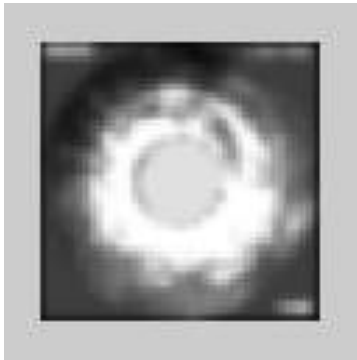
در روش استفاده شده در این مقاله، ابتدا تصویر را به نواحی مختلف تقسیم نموده و سپس اقدام به هموارسازی آن می کنیم. برای این ناحیه بندی از یک الگوریتم بر مبنای Region Growing استفاده می کنیم [7]. این الگوریتم بر آن اساس است که از یک نقطه شروع کرده و با انتخاب یک ترشلد مناسب با توجه به آن، تیرگی نقطه همسایه را با آن ترشلد مقایسه کرده و در صورت بزرگتر بودن آن نقطه را جزء ناحیه محسوب می نماید. سپس نقطه ای خارج این ناحیه انتخاب کرده و همین عمل تکرار می شود تا کل تصویر ناحیه بندی شود.

اما الگوریتم Region Growing به نویز حساس است و بنابراین در تصاویر نویزی مانند IVUS، ناحیه بندی به درستی صورت نمی گیرد. لذا در اینجا شروط این الگوریتم را تغییر داده ایم تا حساسیت آن به نویز کمتر شود.

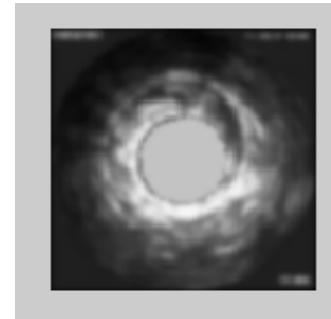
شرط اول آن است که به جای این که فقط شدت روشنایی پیکسل موردنظر با پیکسل مرکزی بررسی شود، شدت روشنایی پیکسل بعدی در آن جهت نیز مورد بررسی قرار می گیرد. لذا احتمال خطا بسیار کاهش می یابد. چرا که نویز باید هر دو پیکسل در آن جهت را وارد همسایگی آن شدت روشنایی کرده باشد تا ایجاد خطا ننماید.

شرط دومی که در این راستا مورد استفاده قرار می گیرد آن است که اگر شباهت پیکسل مرکزی به پیکسل همسایگی خودش در یک جهت بیشتر از شباهت پیکسل بعدی همسایگی در همان جهت باشد، پیکسل نزدیکتر به ناحیه پیکسل مرکزی تعلق دارد. شباهت یک پیکسل به همسایگی اش هم به صورت مجموع قدرمطلق اختلاف سطح روشنایی های آن پیکسل از سطح روشنایی پیکسل های همسایه تعریف می شود.

پس از خاتمه ناحیه بندی تصویر، در هر ناحیه یک فیلتر گاوسی برای هموارسازی اعمال می شود. فرایند انجام عملیات (الف) و (ب) توأماً در شکل 3 قابل مشاهده می باشد.

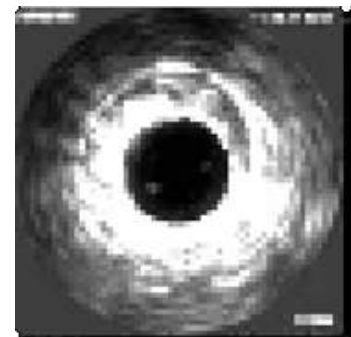


شکل 5 هموارسازی (توأم با حفظ لبه ها) تصویر حاصل از اعمال تبدیل موجک و جایگزینی تصویر کاتتر با میانگین نقاط صفحه



شکل 3 هموارسازی (توأم با حفظ لبه ها) تصویر حاصل از جایگزینی تصویر کاتتر با میانگین صفحه

پردازش تصاویر به وسیله تبدیل موجک معمولاً شامل اعمال تبدیل موجک دو بعدی به تصویر، تغییر دادن مناسب مقادیر ضرایب تبدیل موجک و سپس انجام عکس تبدیل موجک است. به عنوان مثال می توان با صفر کردن تمام ضرایب موجک (و حفظ فقط ضرایب تابع مقیاسی) رزولوشن یک تصویر را کاهش داد. در مرحله (ج) از پیش پردازش تبدیل موجک در یک سطح به تصویر اعمال می شود.



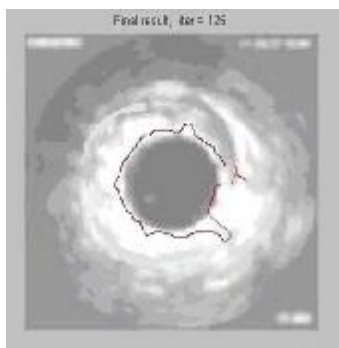
شکل 4 تصویر حاصل از اعمال تبدیل موجک در یک سطح

رزولوشن تصویر 4، نصف رزولوشن تصویر اصلی است و به دلیل بیشتر داخل هم رفتن نقاط تصویر، راحتتر می توان لبه های آن را یافت. حال اگر به این تصویر مراحل (الف) و (ب) را اعمال شود تصویر بسیار بهتری برای یافتن مرز ها حاصل می شود که در شکل 5 نشان داده شده است.

3- یافتن مرز عروق با استفاده از الگوریتم مدل های شکل پذیر

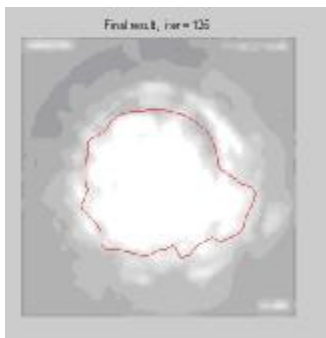
در این مرحله با استفاده از مدل های شکل پذیر که بر پایه مینیم کردن انرژی الاستیسیته و انرژی خمش هستند اقدام به یافتن لبه ها در تصاویر حاصل از بخش قبل شده است.

یک مشکل اساسی در کار کردن با Active Contour ها وجود دارد و آن این است که contour اولیه در کل باید نزدیک مرز صحیح باشد و در غیر این صورت به نتیجه ای غلط همگرا می شود. در شکل 6 نمونه ای از این نتیجه غلط که حاصل از اعمال الگوریتم distance potential snake بر روی تصویر اصلی است مشاهده می شود.



شکل 6 ناحیه تشخیص داده شده عروق داخلی در تصویر اصلی

روشهای زیادی برای حل کردن این مشکل شامل [8] multiresolution method، [9] pressure forces، و [10] distance potentials پیشنهاد شده است که ایده اصلی آنها افزایش محدوده تسخیر (capture range) نیروهای



شکل 7 ناحیه تشخیص داده شده عروق داخلی در تصویر با جایگزینی کاتر و هموار شده (شکل 3)

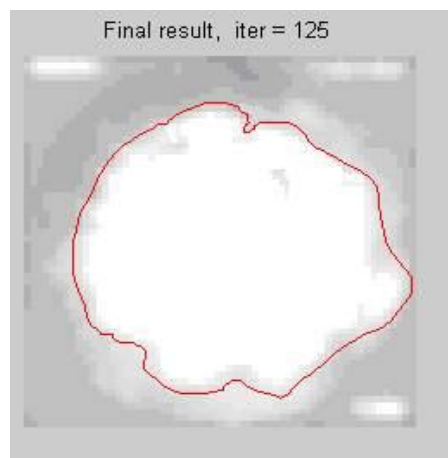
با انجام تبدیل موجک در چند سطح می توان باز هم رزولوشن را کاهش داد؛ اما انجام بیش از حد این تبدیل به دلیل داشتن نویز نسبتاً زیاد تصاویر IVUS مناسب به نظر نمی رسد و اطلاعات از دست رفته کیفیت لبه های یافته شده را پایین تر می آورد.

4- نتیجه گیری

در این مقاله با توجه به کیفیت پایین تصاویر IVUS موجود، ابتدا مراحل پیش پردازش شامل هموارسازی تصویر به همراه حفظ لبه ها با استفاده از یک روش جدید بر پایه Region Growing بر روی آنها انجام شد. در ضمن در این مرحله، کاتر نیز که شکل هندسی خاصی دارد حذف گردید. سپس به استخراج مرزها با استفاده از مدل های شکل پذیر پرداخته که در این کاربرد خاص از Distance Potential Snake با توجه به توپولوژی تصویر برای آن استفاده کردیم. در آخر هم اضافه شدن تبدیل موجک در یک سطح به مراحل پیش پردازش درصد بالای موفقیت تشخیص نواحی رانتيجه داد.

خارجی و هدایت contour به سمت لبه موردنظر می باشد. در اینجا اندکی بیرون تر از ناحیه تشخیص داده شده به عنوان کاتر را به عنوان نقطه شروع snake در نظر گرفته شده است. نتیجه اعمال الگوریتم بر تصویر هموار شده با دو مرحله پیش پردازش (شکل 3) در تصویر 7 نشان داده شده است.

همچنین نتیجه اعمال الگوریتم بر تصویر هموار شده با هر سه مرحله پیش پردازش (شکل 5) در تصویر 8 نشان داده شده است.



شکل 8 ناحیه تشخیص داده شده عروق داخلی در تصویر با اعمال تبدیل موجک در یک سطح و جایگزینی کاتر و هموار شده (شکل 5)

مشاهده می شود که این الگوریتم به طور موفقیت آمیز و با درصد بسیار بالایی موفق به تشخیص مرز داخلی عروق شده است.

توجه به این نکته جالب است که به دلیل وجود نویز از نوع حلقه نورانی در قسمت هایی از تصویر، snake قادر به حرکت در آن نقاط نبوده و نه به سمت داخل و نه به سمت خارج حرکت نکرده است.

Analysis and Optimization of Systems, 1996, pp. 58–65.

[9] L. D. Cohen, “On active contour models and balloons,” *CVGIP: Image Understand.*, vol. 53, pp. 211–218, Mar. 1991.

[10] L. D. Cohen and I. Cohen, “Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images,” *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 15, pp. 1131–1147, Nov. 1993.

[1] Pierfrancesco Agostoni, Johannes A. Schaar, "**Patrick W. Serruys The challenge of vulnerable plaque detection in the cardiac catheterization laboratory**" "Kardiovaskuläre Medizin 2004

[2] Paul Schoenhagen, Arthur E. Stillman, MD, PhD CT of the heart: "**Principles, advances, clinical uses**"Cleveland Clinic Journal of Medicine Vol. 72 , No. 2 ,February 2005

[3] William D. Anderson, MD, FACC Steven R. Bailey, MD, FACC Raimund Erbel, MD, FESC, FACC "**Clinical Expert Consensus Document on Standards for Acquisition, Measurement and Reporting of Intravascular Ultrasound Studies (IVUS)**" Journal of the American College of Cardiology Vol. 37, No. 5, 2001

[4] Paul Schoenhagen, Richard D. White, MD " **Coronary imaging: Angiography shows the stenosis, but IVUS, CT, and MRI show the plaque**" Cleveland Clinic Journal of Medicine Vol. 70 , No. 8 ,August 2003

[5] D. Terzopoulos and K. Fleischer, “Deformable models,” *Vis. Comput.*, vol. 4, pp. 306–331, 1988.

[6] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, “Snakes: Active contour models,” *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 1, pp. 321–331, 1987.

[7] YU Xiaohan And Juha Yla-Jaaski , "A new algorithm for image segmentation based on region growing and edge detection" ,IEEE pp CH 336-4/91/2000.

[8] B. Leroy, I. Herlin, and L. D. Cohen, “Multi-resolution algorithms for active contour models,” in *12th Int. Conf.*