

استخراج سطح مقاطع عروق لایه‌ی کروئید در تصاویر

EDI-OCT با استفاده از کانتورهای فعال

سیده فاطمه مطلبی^۱، حمیدرضا پوررضا^۲ و مهدی سعادت‌مند طرزجان^۳

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد گروه کامپیوتر، دانشگاه فردوسی مشهد، sf.motalleby@stu.um.ac.ir

^۲ دانشیار گروه کامپیوتر، دانشگاه فردوسی مشهد، hpourreza@um.ac.ir

^۳ استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه فردوسی مشهد، saadatmand@kiaeee.org

چکیده

در این مقاله به دنبال استخراج سطح مقطع عروق لایه‌ی کروئید چشم در تصاویر EDI-OCT هستیم که در درمان برخی از بیماری‌های چشمی موثر است. در این روش ابتدا در مرحله‌ی پیش‌پردازش نویز ذاتی تصاویر را کاهش می‌دهیم. سپس لایه‌ی کروئید از سایر لایه‌ها جداسازی می‌شود. در نهایت از روش کانتورهای فعال جهت استخراج سطح مقاطع بهره می‌بریم. در این روش از سه ترم، ناحیه، هموارساز و ترم حذف نقاط زینی بهره برده‌ایم. به علت روشنایی ناهمگن تصاویر، از یک ترم ناحیه که همزمان هم تصویر را ناحیه بندی می‌کند و هم بخش بایاس را تخمین می‌زند استفاده شده است. اما به علت عدم حذف نقاط زینی یک ترم جدید حذف نقاط زینی طراحی و به تابع انرژی اضافه شده است. با استفاده از این تابع انرژی جدید نتایج دقیق‌تر و کامل‌تری را در برابر روش‌های موجود کسب نموده‌ایم.

واژه‌های کلیدی

تقطیع تصاویر، سطوح تراز، کانتورهای فعال، اصلاح روشنایی تصاویر، نقاط زینی

۱- مقدمه

به علت پیچیدگی تصاویر، بافت متمرکز و غیر شفاف لایه‌ی کروئید، عدم وضوح مرزها و روشنایی غیر یکنواخت از گروه مدل‌های فرم پذیر بهره برده‌ایم. در ادامه شرح مختصری بر این گروه ارائه می‌شود.

در روش مبتنی بر مدل‌های فرم پذیر، خم‌ها و سطوح به عنوان سطح صفر یک تابع از بعد بالاتر در نظر گرفته می‌شوند که به این تابع، "تابع سطح تراز" گفته می‌شود. با استفاده از این روش می‌توان مساله را با استفاده از calculus of variations و PDE حل کرد.

روش‌های سطح تراز موجود برای ناحیه بندی تصویر به دو دسته کلی مدل‌های مبتنی بر لبه و مدل‌های مبتنی بر ناحیه تقسیم می‌شوند.

گروه اول [۴] مبتنی بر پیدا کردن مرز اشیاء و تکامل سطوح با توجه به این مرزها است. مشکل این روش حساسیت به مقداردهی اولیه و نشت از بریدگی‌های مرز در تصاویری که مرز در آنها واضح نیست.

در گروه دوم [۵-۹] با یک مشخصه مربوط به ناحیه، حرکت مرز فعال مشخص می‌شود تا به ناحیه‌ی مورد علاقه خود برسیم. مزیت این گروه نسبت به گروه اول این است که مدل‌های مبتنی بر ناحیه از اطلاعات آماری در داخل و خارج کانتور جهت کنترل پیشروی استفاده می‌کنند،

لایه‌ی کروئید پرده نازک سیاه رنگی است که دور شبکیه را احاطه کرده است و حاوی عروق متعددی است. یکی از تکنیک‌های تصویربرداری از این لایه، روش EDI-OCT است. در این روش تصویربرداری با عمق زیاد باعث ایجاد تصاویر مناسبی از لایه‌ی کروئید می‌شود. در این مقاله به دنبال استخراج سطح مقاطع عروق این لایه در تصاویر EDI-OCT هستیم.

تقطیع تصاویر پزشکی، به معنای تقسیم بندی تصویر پزشکی به نواحی همگن، براساس ویژگی‌های رنگ، بافت، مرز و غیره، و نیز استخراج اشیاء مورد علاقه در تصویر است. طبقه بندی‌های متعددی برای روش‌های تقطیع تصویر وجود دارد [۱-۳]. این روش‌ها به شش دسته تقسیم می‌شود:

- ۱- روش‌های مبتنی بر آستانه‌یابی
- ۲- روش‌های مبتنی بر ناحیه
- ۳- روش‌های مبتنی بر لبه
- ۴- روش‌های مبتنی بر گراف
- ۵- روش‌های مبتنی بر طبقه بندی
- ۶- روش‌های مبتنی بر مدل‌های فرم پذیر

$$\Psi(s) = \int_a^b C(s, x(s), x'(s), x''(s), \dots, x^{(n)}(s)) ds \quad (1)$$

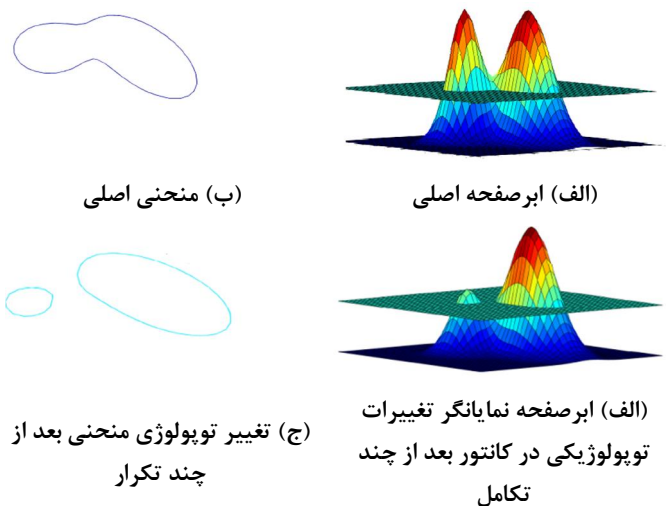
هدف این است که تابعی بهینه $x(s)$ را می‌خواهیم که این انتگرال را کمینه کند. شرایط مرزی رابطه (۲) را نیز داریم:

$$\begin{aligned} x(a) &= \alpha \\ x(b) &= \beta \end{aligned} \quad (2)$$

بر اساس لم اساسی حساب تغییرات، پاسخ این معادله در معادله اولر-لاگرانژ زیر صدق می‌کند:

$$\frac{\partial C}{\partial x} - \frac{\partial}{\partial s} \frac{\partial C}{\partial x'} + \frac{\partial^2}{\partial s^2} \frac{\partial C}{\partial x''} \dots + (-1)^n \frac{\partial^n}{\partial s^n} \frac{\partial C}{\partial x^{(n)}} = 0 \quad (3)$$

رابطه در روش سطح تراز مرز بصورت سطح مقطع یک حجم با صفحه تعریف می‌شود. این روش توسط Osher و Sethian [۱۱] با عنوان تکنیک سطح تراز برای تکامل منحنی‌ها مطرح شد. هدف تئوری تکامل منحنی مطالعه تغییر شکل منحنی‌ها با استفاده از معیارهای هندسی از قبیل بردار نرمال و میزان انحنا است. به عبارت دیگر در این روش از معیارهای جبری مانند مشتقات استفاده نمی‌شود و با معیارهای هندسی از قبیل بردار نرمال عمود، انحنای رویه و غیره استفاده می‌شود. از مدل سطوح همتراز در ردیابی تغییر شکل اجسام در فضای n -بعدی استفاده می‌شود [۱۲]. به دلیل پایداری این روش در برابر نویز و کمی کنتراست تصاویر، از این تکنیک در تحلیل تصاویر پزشکی و ناحیه بندی و نیز ردیابی حرکت اندام‌های بدن استفاده‌های متعددی شده است [۱۳]. در این روش تغییر شکل منحنی از طریق تغییر در شکل، جهت و موقعیت سطح مقطع ابرصفحه بصورت ضمنی و بر اساس معادلات حرکت تخمین زده می‌شود. تغییرات توپولوژیکی (جداسازی و ادغام) در مرز فعال با استفاده از روش سطوح همتراز راحت‌تر صورت می‌گیرد. فرض کنید در شکل ۱، هر سطر، کانتور و ابرصفحه متناظر با آن را نمایش می‌دهد.



شکل ۱. مثالی از منحنی و سطوح همتراز متناظر آن. در سطر اول سمت چپ منحنی اولیه و در سمت راست بازنمایی سطح همتراز آن نشان داده شده است.

حساسیت کمتری نسبت به نویز دارند و عملکرد بهتری برای تصاویر با لبه‌های ضعیف یا بدون لبه دارند. دوم اینکه بطور قابل توجهی حساسیت کمتری نسبت به محل اولیه کانتور دارند و می‌توانند بطور همزمان مرزهای داخلی و خارجی را تشخیص دهند. اما این امر در تصاویری با روشنایی ناهمگن بسیار مشکل است و در بسیاری از روش‌های مبتنی بر ناحیه فرض بر همگن بودن روشنایی است.

در [۹] برای حل مشکل ناهمگنی تصاویر، یک شاخص خوشه بندی محلی برای روشنایی ارائه شده است و لذا یک معیار خوشه بندی محلی در همسایگی هر نقطه وجود دارد. پس از انتگرال گیری روی همسایگی، تابع انرژی به دست می‌آید که به فرم تابع سطح تراز نوشته می‌شود. مینیمم کردن این تابع انرژی با استفاده از معادلات تکامل تابع سطح تراز و تخمین میدان بایاس بدست می‌آید.

در این مقاله از روش [۹، ۱۰] برای استخراج سطح مقطع عروق لایه‌ی کروئید استفاده شده است اما این روش قادر به جداسازی نقاط زینی در محل اتصال عروق به یکدیگر نیست به همین علت در راهکار پیشنهادی یک ترم برای جداسازی نقاط زینی از یکدیگر به تابع انرژی اضافه شده است. که اضافه کردن این ترم باعث جداسازی عروق از یکدیگر شده است.

۲- پیشینه

روش‌های مبتنی بر کانتور فعال به جایگاه قابل توجهی در تقطیع تصاویر پزشکی رسیده‌اند. ایده اولیه مدل‌های کانتورهای فعال، ابتدا توسط Kass [۴] معرفی شد، این ایده عبارت است از تکامل یک منحنی تحت برخی محدودیت‌ها (نیروهای داخلی و خارجی) برای استخراج شیء مورد نظر، که این تکامل از طریق فرموله سازی این منحنی و حل آن با استفاده از روش‌های کمینه کردن تابع انرژی و یا نیروی دینامیکی انجام می‌شود.

نیروهای داخلی به عنوان نیروی کششی یا هموارساز در طی فرآیند تغییر شکل منحنی ۱ عمل می‌کنند درحالی‌که نیروهای خارجی که از روی اطلاعات تصویر بدست می‌آیند، موجب حرکت منحنی به سمت مرز شیء مورد نظر یا دیگر ویژگی‌های مطلوب، می‌شوند. نیروهای خارجی می‌توانند انواع متفاوتی داشته باشند، به عبارت دیگر می‌توانند از اطلاعات گرادینان محلی تصویر به سمت اطلاعات ناحیه‌ای مانند میانگین و انحراف معیار، تغییر شکل دهند. نیروهای انرژی می‌توانند مبتنی بر سایر اطلاعات کمی، مانند جهت یا موقعیت کانتور باشند

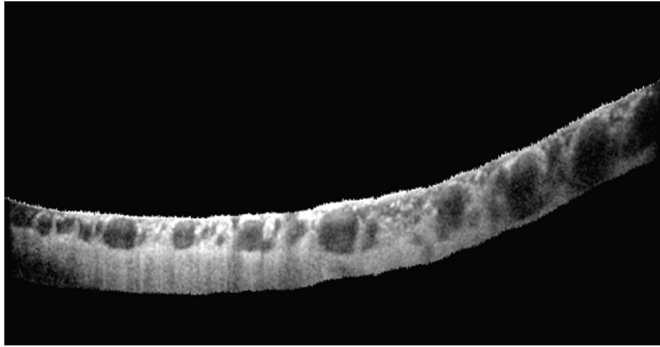
در این بخش به بررسی اجمالی لم اساسی حساب تغییرات و روش سطح تراز، به عنوان ابزاری برای اجرای فرآیند تکامل منحنی مورد بررسی قرار می‌گیرد.

در لم اساسی حساب تغییرات، فرض بر این است که تابعی مانند Ψ داشته باشیم که تابعی از متغیر مستقل s باشد:

¹ - Deformation

۳- سیستم پیشنهادی

در این مقاله هدف استخراج سطح مقطع عروق لایه کروئید در تصاویر EDI-OCT است. تصاویر این لایه به صورت شکل ۲ است. در شکل ۳ لایه کروئید با خطوط قرمز مشخص شده است. ابتدا با اعمال روش *bilateral_filter* سعی می‌کنیم نویز نقطه نقطه، که نتیجه ذاتی تصویربرداری EDI-OCT است، را کاهش دهیم (شکل ۴). سپس با استفاده از میزان روشنایی مرز بالایی لایه کروئید، این لایه را مطابق شکل ۵ استخراج می‌کنیم.



شکل ۵ استخراج لایه کروئید با استفاده از میزان روشنایی مرز آن

در مرحله‌ی بعد به دنبال استخراج سطح مقاطع این لایه هستیم. اگر Ω یک زیرمجموعه‌ی باز محدود از R^2 باشد و $I: \Omega \rightarrow R$ تصویر داده شده باشد به دنبال کانتور C هستیم که تصویر را به به نواحی جداگانه $\Omega_1, \dots, \Omega_N$ تقسیم کند. همچنین منحنی مرز $\partial\Omega$ در هر مرحله از تکامل مرز فعال با گذر از مرزهای تابع سطح تراز Φ تعریف می‌شود. Φ یک تابع فاصله‌ی علامت‌دار است که در داخل منحنی مقدار مثبت و در خارج آن مقدار منفی اختیار می‌کند.

تابعی انرژی سیستم پیشنهادی مطابق معادله‌ی زیر تعریف می‌شود:

$$E(\Phi) = \lambda_1 E_{Region} + \lambda_2 E_{Regular} + \lambda_3 E_{SaddlePoint}$$

که در آن E_{Region} برای ناحیه‌بندی تصویر و جداسازی بخش بایاس تصویر به صورت هم‌زمان است. $E_{Regular}$ جمله‌ی هموارساز و $E_{SaddlePoint}$ ترم حذف‌کننده‌ی نقاط زینی از تصویر است.

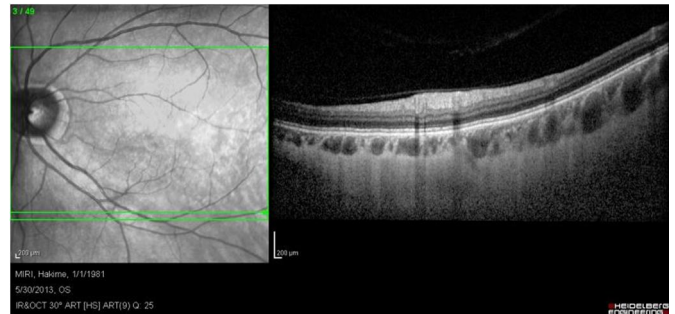
در ترم ناحیه با تعریف یک شاخص خوشه‌بندی محلی برای روشنایی، یک معیار خوشه‌بندی محلی در همسایگی هر نقطه تعریف می‌شود که پس از انتگرال‌گیری روی همسایگی، ترم انرژی به دست می‌آید [۹]. روش پیشنهادی در این مقاله برای بخش‌بندی و تصحیح ناهمگنی تصاویر MR به کار می‌رود. تابعی انرژی آن به صورت زیر است:

$$E_{Region} = \int K(y-x) |I(x) - b(y)c_i|^2 dy \quad (4)$$

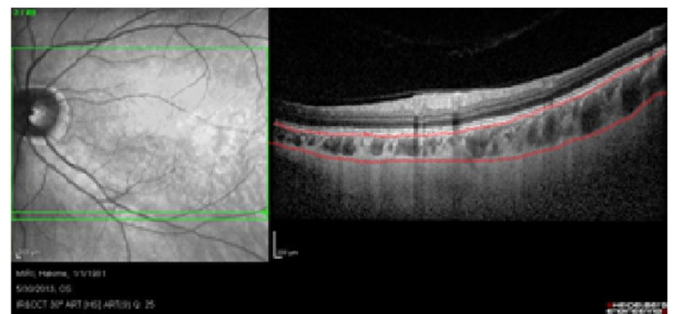
$K(y-x)$ یک پنجره غیر صفر (کرنل) است

$$K(u) = \begin{cases} \frac{1}{a} e^{-\frac{|u|^2}{2\sigma^2}}, & \text{for } |u| \leq \rho \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

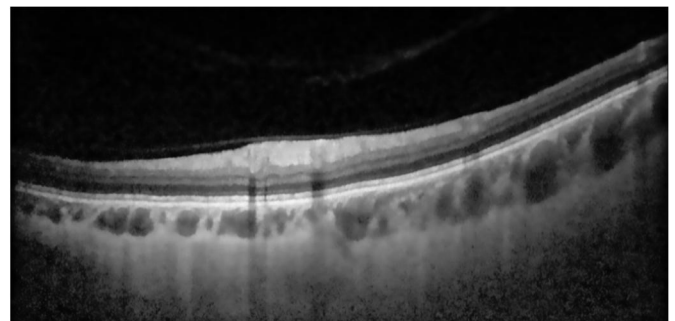
σ پارامتر تابع گوسی و ρ شعاع همسایگی مورد نظر است و a یک مقدار ثابت است که سبب می‌شود $\int K(u) = 1$ باشد.



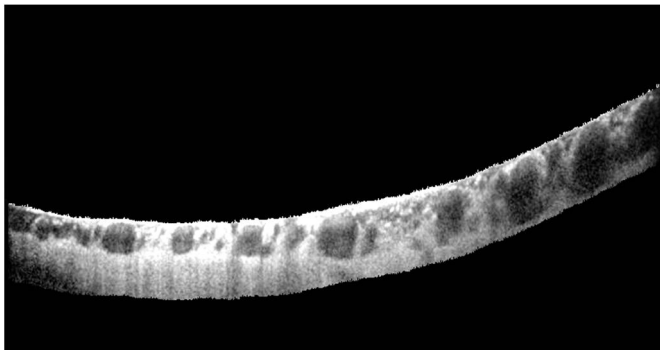
شکل ۲. تصویر EDI-OCT لایه کروئید



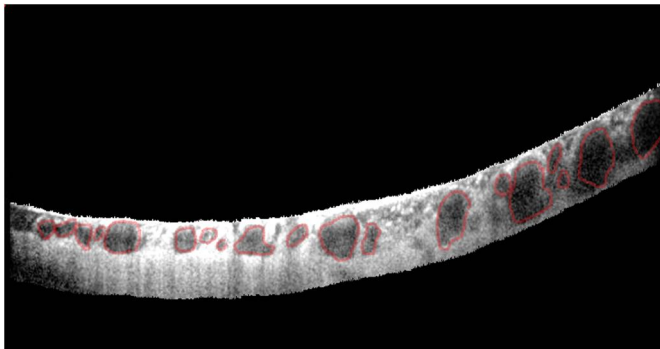
شکل ۳. نمایش مرز بالا و پایین لایه کروئید (خطوط قرمز)



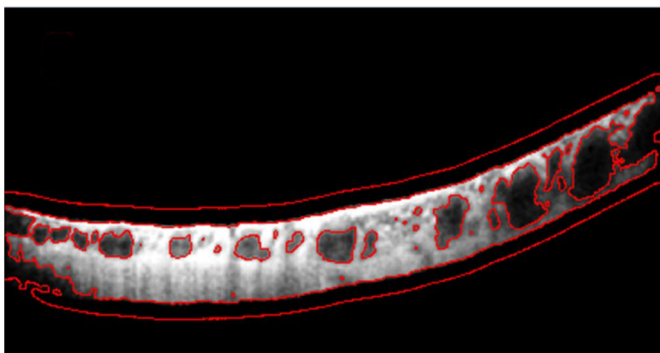
شکل ۴. اعمال *bilateral_filter* روی تصاویر EDI-OCT برای کاهش نویز نقطه نقطه



(الف) تصویر اولیه



(ب) عروق تفکیک شده توسط پزشک



(ج) نتیجه بخش‌بندی حاصل از مدل فرم پذیر پیشنهادی

شکل ۶ عملکرد روش پیشنهادی در تقطیع عروق لایه‌ی کروئید با استفاده از تصاویر EDI-OCT

به منظور ارزیابی، روش پیشنهادی را روی تصاویر EDI-OCT دریافتی از بیمارستان خاتم الانبیای مشهد اعمال شده است. در شکل ۶ می‌توان مشاهده نمود که مرز به دست آمده با استفاده از روش پیشنهادی در بسیاری از نقاط بر مرز مشخص شده توسط پزشک منطبق شده است.

در شکل ۷ مقایسه‌ای بین روش پیشنهادی و روش‌های Chan-Vese [۷]، LBF [۸] و مقاله‌ی ارائه شده در [۹] انجام شده است تا کارایی الگوریتم پیشنهادی در برابر این روش‌ها، در زمینه‌ی تقطیع لایه‌ی کروئید، نشان داده شود.

مقدار بایاس تصویر است که به دلیل تغییرات کند b ، مقادیر $b(x)$ در همسایگی دایروی نزدیک به $b(y)$ است.

$$b(x) \approx b(y) \quad \text{for } x \in O_y \quad (6)$$

$E_{Regular}$ از دو بخش مطابق رابطه‌ی (۷) تشکیل شده است:

$$E_{Regular} = \vartheta \int_{\Omega} |\nabla H(\varphi(x))| dx + \mu \int p(|\nabla \phi|) dx \quad (7)$$

بخش اول کانتر را نرم می‌کند و طول را کمینه می‌کند و نگه‌دارنده‌ی فاصله است. بخش دوم توسط یک تابع پتانسیل p تعریف می‌شود. تابع پتانسیل استفاده شده به صورت $p(s) = \frac{1}{2}(s-1)^2$ است. پس $R_p(\varphi)$ کمترین مقدار خود را در $|\nabla \phi| = 1$ دارد. بنابراین وظیفه‌ی $R_p(\varphi)$ این است که تابع سطح تراز را به طور صعودی نگه دارد تا همواره به صورت تابع distance باقی بماند.

ترم $E_{SaddlePoint}$ ترم جدید اضافه شده برای حذف نقاط زینی از کانتر فعال است. نقاط زینی نقاطی هستند که در یک راستا به سمت بالا و در راستای دیگر به سمت پایین است. برای حذف این نقاط و با توجه به ویژگی‌های آن‌ها این ترم به صورت زیر تعریف شده است:

$$E_{SaddlePoint} = - \int H(-\varphi_{xx} \cdot \varphi_{yy} + \varphi_{xx} + \varphi_{yy} + 2\varphi_{xxyy}) (H(\varphi(x))) dx \quad (8)$$

در این رابطه φ_{xx} بیانگر مشتق دوم مرز φ در راستای X و φ_{yy} بیانگر مشتق دوم مرز φ در راستای Y و φ_{xxyy} بیانگر گرفتن مشتق دوم مرز φ ابتدا در راستای X و سپس محاسبه‌ی مشتق دوم در راستای Y روی نتیجه‌ی φ_{xx} است.

کمینه سازی انرژی به صورت تکراری انجام می‌شود. در هر تکرار تابع را بر حسب یکی از متغیرهایش و با ثابت در نظر گرفتن دو متغیر دیگر، کمینه می‌سازیم.

مطابق قضیه اویلر لاگرانژ پاسخ بهینه‌ی تابع انرژی پیشنهادی در معادله دیفرانسیل زیر صدق می‌کند:

$$\frac{\partial \Phi}{\partial t} = -\delta(\Phi)(e_1 - e_2) + v\delta(\Phi) \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \Phi}{|\nabla \Phi|} \right) + \mu \operatorname{div}(d_p(|\nabla \Phi|)\nabla \Phi) + ((-\varphi_{xx} \cdot \varphi_{yy}) + \varphi_{xx} + \varphi_{yy} + 2\varphi_{xxyy}) \cdot \delta(\Phi) \quad (9)$$

که در آن d_p مطابق رابطه‌ی زیر است:

$$d_p(s) \triangleq \frac{p'(s)}{s} \quad (10)$$

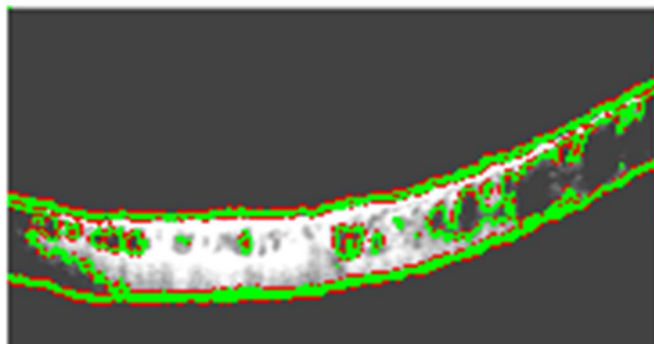
برای حل این معادله از روش بیشترین شیب استفاده می‌شود.

۵ - نتیجه گیری و پیشنهادات

در این مقاله به منظور استخراج هرچه دقیقتر سطح مقاطع عروق لایه‌ی کروئید در تصاویر EDI-OCT روشی ارائه گردید. نتایج حاصل با تقطیع دستی پزشک و نتایج چندین الگوریتم موجود در این حوزه مقایسه شد. بر اساس مشاهدات روش کانتور فعال روش مناسبی جهت تقطیع لایه‌ی کروئید با بافت عروقی پیچیده و روشنایی غیر یکنواخت است.

مراجع

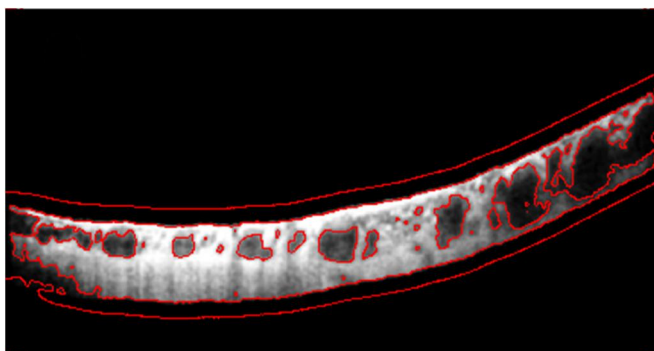
- [1] N. R. Pal and S. K. Pal, "A review on image segmentation techniques," *Pattern recognition*, vol. 26, pp. 1277-1294, 1993.
- [2] Y.-J. Zhang, "An overview of image and video segmentation in the last 40 years," *Advances in Image and Video Segmentation*, pp. 1-15, 2006.
- [3] Z. Ma, J. M. R. Tavares, and R. M. N. Jorge, "A Review on the Current Segmentation Algorithms for Medical Images," in *IMAGAPP 2009-Proceedings of the First International Conference on Computer Imaging Theory and Applications, Lisboa, Portugal, February 5-8, 2009*, 2009, pp. 135-140.
- [4] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *International journal of computer vision*, vol. 1, pp. 321-331, 1988.
- [5] *Learn Science Of AMD*. Available: file:///C:/Users/RPM/Desktop/seminar/motefarreghe/Learn%20_%20Science%20O%20AMD.htm
- [6] D. Mumford and J. Shah, "Optimal approximations by piecewise smooth functions and associated variational problems," *Communications on pure and applied mathematics*, vol. 42, pp. 577-685, 1989.
- [7] T. F. Chan and L. A. Vese, "Active contours without edges," *Image processing, IEEE transactions on*, vol. 10, pp. 266-277, 2001.
- [8] C. Li, C.-Y. Kao, J. C. Gore, and Z. Ding, "Implicit active contours driven by local binary fitting energy," in *Computer Vision and Pattern Recognition, 2007. CVPR'07. IEEE Conference on*, 2007, pp. 1-7.
- [9] C. Li, R. Huang, Z. Ding, J. Gatenby, D. N. Metaxas, and J. C. Gore, "A level set method for image segmentation in the presence of intensity inhomogeneities with application to MRI," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 20, pp. 2007-2016, 2011.
- [10] S. Osher and J. A. Sethian, "Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations," *Journal of computational physics*, vol. 79, pp. 12-49, 1988.
- [11] J. Montagnat, H. Delingette, and N. Ayache, "A review of deformable surfaces: topology, geometry and deformation," *Image and vision computing*, vol. 19, pp. 1023-1040, 2001.
- [12] R. Goldenberg, R. Kimmel, E. Rivlin, and M. Rudzsky, "Fast geodesic active contours," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 10, pp. 1467-1475, 2001.
- [13] R. Goldenberg, R. Kimmel, E. Rivlin, and M. Rudzsky, "Fast geodesic active contours," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 10, pp. 1467-1475, 2001.



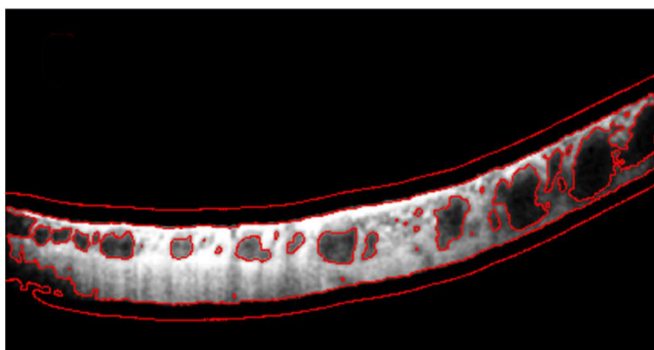
(الف) نتیجه‌ی اعمال روش ChanVese



(ب) نتیجه‌ی اعمال روش LBF



(ج) نتیجه‌ی اعمال روشی ارائه شده در [۹]



(د) نتیجه‌ی اعمال روش پیشنهادی

شکل ۷ مقایسه‌ی روش پیشنهادی با روش‌های Chan-Vese [۷]، LBF [۸] و مقاله‌ی ارائه شده در [۹]