

تقویت محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای و کاربرد آن در استخراج محور مرکزی سیاهرگ

پورتال

امیرحسین فروزان^{۱*} رضا آقایی زاده ظروفی^{**} یوشی‌نوبو ساتو^{***} ماساتوشی هوری^{***}

* استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه شاهد، تهران

** استاد، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران

*** دانشیار، دانشکده پزشکی و رادیولوژی، دانشگاه اساکا، ژاپن

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۰۳/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۱/۱۰/۱۵

چکیده

در این مقاله با ارائه توصیف جدیدی از ویژگی نقاط محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای، روشی برای تقویت این ساختارها پیشنهاد شده است. در این روش، در یک چارچوب چندمقیاسی و با استفاده از بردارهای ویژه ماتریس هسین نقاط تصویر، فاصله هر نقطه را از لبه‌های تصویر به دست می‌آوریم. برای نقاطی که روی محور مرکزی قرار دارند این فاصله از دوسر هر راستای دلخواه متقارن است. در این مرحله با نمونه برداری فاصله هر نقطه از لبه‌های تصویر در راستاهای مختلف، به نقاطی که تقارن بیشتری دارند مقدار بیشتری نسبت می‌دهیم. در مرحله بعد برای تقویت محور مرکزی لوله‌ها، از یک فیلتر براساس روش Pock استفاده می‌کنیم. ارزیابی روش پیشنهادی با استفاده از تصاویر فانتوم دوبعدی و سه‌بعدی و داده‌های پزشکی به صورت کیفی و کمی با معیارهای حداکثر خطای تعیین محور مرکزی و نرخ آشکارسازی انجام گرفته است که مزیت این روش را به روش‌های موجود نشان می‌دهد.

کلید واژگان: استخراج ساختارهای لوله‌ای، استخراج محور مرکزی سیاهرگ پورتال، آنالیز تصاویر سی‌تی‌اسکن کبد، پردازش تصاویر پزشکی

۱. مقدمه

کبد بزرگترین غده بدن و بخشی از دستگاه گوارش است که ذخیره-سازی خون و فیلتر کردن آن، فعالیت‌های متابولیکی، عملکرد ترشحاتی و دفع فضولات را به عهده دارد. در کبد چهار ساختار آوندی وجود دارند که عبارتند از: سرخرگ هیپاتیک، سیاهرگ هیپاتیک، سیاهرگ پورتال و آوندهای صفراوی. بیماری‌های مربوط به کبد از جمله سرطان کبد یکی از عوامل اصلی مرگ و میر در جهان است. برداشتن تومورهای سرطانی، از متداول‌ترین روش‌های درمانی به‌شمار می‌رود که قبل از انجام جراحی، لازم است پزشک از موقعیت تقریبی تومورها در کبد و فاصله آنها نسبت به شاخه‌های اصلی ساختارهای آوندی آگاه باشد تا عمل جراحی با کمترین آسیب به ساختارهای آوندی انجام شود [۱]. استفاده از روش‌های تصویربرداری به‌عنوان یک روش غیرتهاجمی در تشخیص بیماری‌های کبد، طراحی روش درمان، ارزیابی تاثیر روش درمانی و آموزش اهمیت بسیاری دارد. استفاده از اسکنرهای سی‌تی برای تصویربرداری کبد در مقایسه با سایر مدولیتها متداول‌تر است [۲]. این داده‌ها شامل صدها اسلایس می‌باشد که استخراج ساختارهای آوندی از آنها به‌روش دستی و توسط پزشک متخصص عملاً امکان‌پذیر نیست. بنابراین طراحی روشی برای استخراج آوندهای کبدی، انجام آنالیزهای کمی و نمایش سه‌بعدی نتایج تأثیر اساسی در زمینه روش‌های درمانی کبد خواهد داشت [۳].

جدول ۱ - مقادیر ویژه متناظر با ساختارهای مختلف در یک تصویر سه‌بعدی (با

$$\text{فرض } |\lambda_1| \leq |\lambda_2| \leq |\lambda_3| \text{ [۱]}$$

case	Corresponding pattern	λ_3	λ_2	λ_1
1	Noisy, no preferred direction	Noisy	Noisy	Noisy
2	Bright plate structure	High negative	Low	Low
3	Dark plate structure	High positive	Low	Low
4	Bright tubular structure	High negative	High negative	Low
5	Dark tubular structure	High positive	High positive	Low
6	Bright Blob structure	High negative	High negative	High negative
7	Dark blob structure	High positive	High positive	High positive

طبق جدول ۱، اگر قدرمطلق مقادیر ویژه ماتریس $H^\sigma(X)$ به صورت $(\lambda_i, 1 \leq i \leq 3)$ مرتب شده باشند ($|\lambda_1| \leq |\lambda_2| \leq |\lambda_3|$) و بخواهیم یک ساختار لوله‌ای روشن را که در زمینه تاریک قرار دارد شناسایی کنیم، باید بدنال واکسل‌هایی باشیم که در آن λ_1 تقریباً برابر صفر است و λ_2 و λ_3 دارای مقادیر بزرگ و منفی هستند. این ویژگی‌ها در مرکز لوله کاملاً برقرار می‌باشند و برای واکسل‌هایی که از مرکز لوله دورتر هستند، این شرایط تغییر می‌کند. روش‌های مبتنی بر ماتریس هسین از نظر محاسباتی کارآمد هستند ولی بدلیل در نظر گرفتن اطلاعاتی محلی، به نوبت حساس می‌باشند [۸].

فرانجی و همکاران با استفاده از مقادیر ویژه، فیلتری را برای تقویت ساختارهای لوله‌ای معرفی کرده‌اند که دارای سه مولفه برای تشخیص ساختارهای خطی از ساختارهای حبابی و صفحه‌ای و حذف نویز است (معادله (۲) و (۳)). در معادله (۲) باید شرط $\lambda_2 > 0$ or $\lambda_3 > 0$ برقرار باشد و یک تخمین خوب برای c ، برابر نصف حداکثر مقدار اندازه هسین تصویر است [۶].

$$V_0 = \left(1 - \exp\left(-\frac{R_A^2}{0.5}\right) \right) \exp\left(-\frac{R_B^2}{0.5}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{S^2}{2c^2}\right) \right). \quad (2)$$

$$R_A = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_3|}, R_B = \frac{|\lambda_1|}{\sqrt{|\lambda_2 \lambda_3|}}, S = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \lambda_j^2}. \quad (3)$$

آگام (Agam) و همکاران فیلتری برای تقویت ساختارهای لوله‌ای براساس مقادیر ویژه ماتریس کورلیشن بردارهای گرادیان طراحی کردند [۹]. چون فیلتر طراحی شده بر مبنای مشتقات مرتبه اول می‌باشد، نسبت

در این مقاله با ارائه توصیف جدیدی از ویژگی نقاط محور مرکزی لوله‌ها، روشی جهت تقویت ساختارهای لوله‌ای پیشنهاد شده‌است و کاربرد آن در بخش‌بندی سیاهرگ پورتال مورد بررسی قرار گرفته است. در بخش دوم مروری بر روش‌های متداول در تقویت محور مرکزی ارائه شده‌است. بخش سوم به توضیح روش پیشنهادی اختصاص یافته است. در بخش چهارم نتایج مربوط به پیاده‌سازی روش پیشنهادی با استفاده از تصاویر فانتوم دوبعدی و سه‌بعدی و داده‌های پزشکی و ارزیابی آن ارائه شده‌است و بخش پنجم به ارزیابی نتایج می‌پردازد. بخش ششم به جمع‌بندی مقاله و معرفی کارهای آینده در این تحقیق اختصاص یافته است.

۲. مروری بر روش‌های تقویت محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای

در مراجع [۴] و [۵] مروری بر تحقیقات قبلی در زمینه آنالیز ساختارهای لوله‌ای ارائه شده‌است. این تحقیقات با هدف تقویت ساختارهای لوله‌ای و محور مرکزی آنها، استخراج محور مرکزی و بخش‌بندی ساختارهای لوله‌ای انجام شده‌است. یکی از نکاتی که در طراحی الگوریتم‌ها مورد توجه محققین قرار گرفته است استفاده از تحلیل چند مقیاسی (Multiscale) ساختارها با استفاده از ماتریس هسین واکسل‌های تصویر می‌باشد [۶] و [۷] [۱۳-۱۶]. اگر $I(X)$ ماتریس سه-بعدی تصویر و $I^\sigma(X) = I(X) * G(X | 0, \sigma)$ تصویر هموار شده با هسته گوسی $G(X | 0, \sigma)$ باشد، مقادیر ویژه ماتریس هسین واکسل‌های تصویر، اطلاعاتی درباره ساختارهای موجود در تصویر (ساختارهای حبابی، لوله‌ای، و صفحه‌ای) ارائه می‌دهند (جدول ۱) و بردارهای ویژه راست‌تایی را نشان می‌دهند که ساختار مرتبه دوم تصویر روی آنها قابل تجزیه است [۶]. ماتریس هسین هموار شده تصویر سه-بعدی در نقطه X توسط معادله (۱) تعریف می‌شود.

$$H^\sigma(X) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial x \partial z} \\ \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial y^2} & \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial y \partial z} \\ \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial z \partial x} & \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial z \partial y} & \frac{\partial^2 I^\sigma(X)}{\partial z^2} \end{bmatrix} \quad (1)$$

دارای انحنای زیاد هستند و نیز نقاط متعلق به انشعابات از جمله نکات قوت این روش می‌باشد. غیریکنواختی پاسخ فیلتر طراحی شده و عدم اتصال نتایج به دست آمده، از جمله اشکالات روش پیشنهادی است. این روش بر روی تعداد اندکی از داده‌های کلینکی آزمایش شده است [۱۲].

مانی‌سینگ^۲ و همکاران، روشی برای تقویت ساختارهای رنگی پیشنهاد کرده‌اند که در آن از فیلترهای نفوذ استفاده شده و تانسور نفوذ بر اساس فیلتر بهبود یافته پیشنهادی توسط فرانچی به دست آمده است (معادله (۴)) [۱۸].

$$D = Q\Lambda'Q^T. \quad (4)$$

در معادله (۴)، Λ' یک ماتریس قطری است که دارای مؤلفه‌های زیر است (معادله (۵)).

$$\lambda'_1 = 1 + (\omega - 1) \cdot V^s, \quad \lambda'_2 = \lambda'_3 = 1 + (\varepsilon - 1) \cdot V^s. \quad (5)$$

در معادله (۵)، s پارامتر مقیاس است و ω و ε مقادیر ثابت هستند. فیلتر بهبود یافته فرانچی^۳ (V) در معادله (۶) تعریف شده است.

$$V_s(\vec{\lambda}) = \begin{cases} 0 & \text{if } \lambda_2 \geq 0 \text{ or } \lambda_3 \geq 0 \\ (1 - e^{-\frac{A^2}{2a^2}}) \cdot e^{-\frac{B^2}{2\beta^2}} \cdot (1 - e^{-\frac{S^2}{2\gamma^2}}) \cdot e^{-\frac{2C^2}{|\lambda_2|\lambda_3^2}} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

در مرجع [۷]، Pock و همکاران برای تقویت محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای، تابع محور مرکزی را مبتنی بر اندازه‌گیری مقدار گردایان حول محیط یک دایره ارائه کرده‌اند. یک فازور که بر اساس بردارهای ویژه ماتریس هسین تعریف می‌شود تابع را روی لبه رگ حرکت می‌دهد و متوسط وزن دار اندازه گردایان، خروجی تابع محور مرکزی خواهد بود [۷].

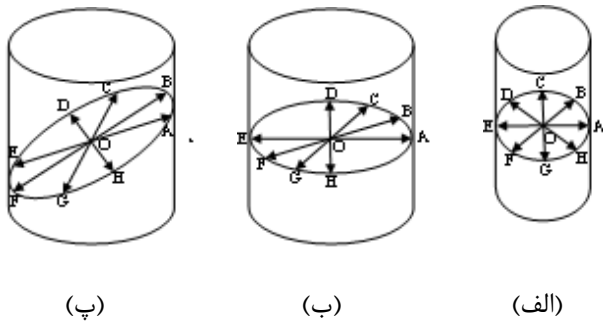
تحلیل روش‌های تقویت و استخراج ساختارهای لوله‌ای نشان می‌دهد که استفاده از ماتریس هسین در یک چارچوب چندمقیاسی برای تقویت ساختارهای لوله‌ای و محور مرکزی آنها نتایج خوبی خواهد داشت و معمولاً این روش‌ها به مداخله کاربر نیاز ندارند. برای کاهش حساسیت به نویز، استفاده از هسته گوسی برای هموار کردن تصویر پیشنهادی می‌شود ولی هموارسازی در مقیاس‌های بزرگ موجب می‌شود که شعاع رگ با تقریب محاسبه شود. در این مقاله، روشی برای تقویت محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای با کاربرد در آنالیز سیاهرگ‌های

به فیلترهایی که بر اساس مشتقات مرتبه دوم هستند حساسیت کمتری به نویز دارد. در این روش پس از یافتن نقاط کاندید رگ بر اساس مقادیر ویژه و خطوط watershed، پنجره‌ای با ابعاد $3 \times 3 \times 3$ در نظر گرفته می‌شود که ابعاد این پنجره شروع به افزایش نموده و تا وقتی نسبت تعداد نقاط کاندید به ابعاد پنجره از اندازه یک مقدار آستانه کمتر نشده باشد، ابعاد پنجره افزایش می‌یابد. در این روش راستای رگ، برداری انتخاب می‌شود که بر تمام بردارهای گردایان در آن نقطه عمود باشد.

تراک (Truc) و همکاران از بانک فیلترهای جهت‌دار برای تقویت ساختارهای لوله‌ای استفاده کرده‌اند [۱۷]. هر یک از فیلترهای طراحی شده روی تصویر اعمال می‌شود و خروجی نهایی ماکزیمم خروجی فیلترها می‌باشد. روش پیشنهادی تراک (Truc) و همکاران روی تصاویر دوبعدی آنژیوگرافی و تصاویر شبکیه چشم آزمایش شده است [۱۷].

چیان (Qian) و همکاران از پروفایل شدت‌روشنایی در مختصات قطبی استفاده کرده تا ویژگی انواع ساختارهای آوندی از جمله نقاط انشعاب را به دست آورند [۱۲]. پروفایل تغییرات شدت‌روشنایی در مختصات قطبی نشان می‌دهد که در نقاط محور مرکزی، دو ناحیه باند باریک (در راستای طولی رگ) وجود دارد. شدت‌روشنایی در راستای طولی رگ کمترین مقدار تغییرات و در صفحه عمود بر محور رگ بیشترین تغییرات را دارد. نواحی باند باریک دارای شدت‌روشنایی زیاد و تغییرات اندک هستند در حالی که نواحی باند پهن دارای تغییرات شدت‌روشنایی زیاد و متوسط شدت‌روشنایی کم هستند. بنابراین در مورد تعلق یک نقطه به ساختار رگ بر اساس پروفایل تغییرات شدت‌روشنایی همسایگی محلی آن نقطه تصمیم‌گیری می‌شود. محققین با ترسیم پروفایل برای یک داده مصنوعی که دارای انواع ساختارهای لوله‌ای، انشعابات و ساختارهای غیررگی است، نتیجه گرفته‌اند که اگر یک نقطه به رگ تعلق داشته باشد، در پروفایل آن، ناحیه باند باریکی یافت می‌شود که تغییرات شدت‌روشنایی در آن ناحیه کم و متوسط شدت‌روشنایی نسبت به نقاط مجاور بیشتر خواهد بود. نقاط متعلق به رگ شامل نقاط روی محور مرکزی، نقاط اطراف محور مرکزی، نقاط واقع در انشعابات، نقاط انتهایی رگ‌ها، رگ‌هایی با شدت‌روشنایی غیریکنواخت، رگ‌هایی با ضخامت غیریکنواخت، رگ‌های دارای گرفتگی، رگ‌های دارای انحنای زیاد، و نقاط متعلق به رگ‌های مماس بایکدیگر می‌باشند. روش پیشنهادی چیان^۱ و همکاران بر روی تصاویر مصنوعی و تصاویر کلینیکی آزمایش شده است و نشان داده شده است که تقویت نقاطی از رگ که

² Manniesing³ Frangi¹ Qian



پورتال، پیشنهاد می‌شود که یک روش جدید چندمقیاسی مبتنی بر نمونه- برداری و تحلیل تقارن پروفایل رگ در راستاهای مختلف است. این روش برای داده‌های دوبعدی و سه‌بعدی پیاده‌سازی شده و نتایج آن با نتایج آخرین تحقیقات در زمینه روش‌های تقویت ساختارهای لوله‌ای مقایسه شده‌است. نتیجه این مقایسه نشان می‌دهد که این روش برتری کاملی نسبت به روش‌های موجود دارد.

۳. روش پیشنهادی

اگر نقطه X_0 متعلق به یک ساختار لوله‌ای از تصویر $I(X)$ باشد و مقادیر ویژه ماتریس هسین $H(X_0)$ در این نقطه بصورت صعودی ($\lambda_1 \leq \lambda_2 \leq \lambda_3$) مرتب شده و بردارهای ویژه متناظر آنها به ترتیب \vec{v}_1, \vec{v}_2 و \vec{v}_3 باشند، بردارهای \vec{v}_1 و \vec{v}_2 صفحه‌ای را توصیف می‌کنند که بر مقطع رگ عمود است و بردار \vec{v}_3 در امتداد محور طولی رگ قرار خواهد داشت [6]. نوآوری روش پیشنهادی برای تقویت محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای، توصیف جدیدی از نقاط محور مرکزی می‌باشد. در روش پیشنهادی، محور مرکزی مکان هندسی نقاطی از لوله است که فاصله آن تا دو لبه لوله در هر راستا برابر می‌باشد. این توصیف برای لوله‌هایی با مقاطع دایروی (شکل ۱-الف و ب) و بیضوی (شکل ۱-پ) و برای هر راستای دلخواه برقرار است. در این توصیف تابعی تعریف می‌کنیم که به هر نقطه X از نقاط تصویر مقداری نسبت می‌دهد که متناسب با معکوس فاصله آن نقطه از محور مرکزی لوله است. اگر بردارهای ویژه \vec{v}_1 و \vec{v}_2 از راستای خود منحرف شوند، توصیف نقاط محور مرکزی به گونه‌ای است که مقدار تابع در آن نقاط تغییر نخواهد کرد.

نقطه X را در تصویر $I(X)$ در نظر می‌گیریم و مقادیر و بردارهای ویژه آن را به ترتیب $\lambda_1 \leq \lambda_2 \leq \lambda_3$ و $\vec{v}_1, \vec{v}_2, \vec{v}_3$ می‌نامیم. در نقطه X ، بردار $\vec{V}(\theta) = \sin(\theta)\vec{v}_1 + \cos(\theta)\vec{v}_2$ را که در آن $\theta \in [0, \pi]$ قرار دارد تشکیل می‌دهیم. می‌خواهیم فاصله این نقطه را در جهت‌های $\pm \vec{V}(\theta)$ تا دو لبه لوله به دست آوریم. پروفایل قدرمطلق گرادیان تصویر $(|\nabla I|)$ در مرکز لوله دارای یک می‌نیم محلی و در لبه‌های لوله دارای ماکزیمم محلی است.

شکل ۱. توصیف محور مرکزی در روش پیشنهادی. محور مرکزی به‌عنوان مکان هندسی نقاطی که فاصله آن تا دو سر سطح لوله در هر راستای دلخواه با هم برابر است. (الف) برای یک لوله با مقطع دایروی، فاصله محور مرکزی تا دو سر سطح لوله در تمام راستاها با هم برابر است ($OA=OB=OC=OD=OE=OF=OG=OH$). (ب) برای یک لوله با مقطع بیضوی، فاصله محور مرکزی تا دو سر سطح لوله در هر راستاها با هم برابر است ($OA=OE, OB=OF, OC=OG, OD=OH$). (ج) توصیف پیشنهادی برای محور مرکزی در مقاطع غیر متعامد با راستای لوله نیز برقرار است ($OA=OE, OB=OF, OC=OG, OD=OH$).

اگر فرض کنیم نقاط ماکزیمم محلی در جهت‌های $\vec{V}(\theta) +$ و $\vec{V}(\theta) -$ به ترتیب $X_{\max+}$ و $X_{\max-}$ باشند، تابع $f_0(X|\theta)$ را توسط معادلات (۷) و (۸) تعریف می‌کنیم.

$$f_0(X|\theta) = \exp\left[-\frac{|dist(X, X_{\max+}) - dist(X, X_{\max-})|}{\sigma_d}\right] \quad (۷)$$

$$X_{\max\pm} = \arg \max_X [|\nabla I(X)|], \quad \vec{V}(\theta) \cdot \vec{X}_{\max\pm} = \pm 1. \quad (۸)$$

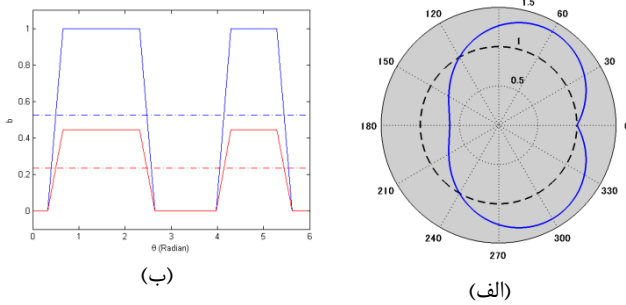
در معادله (۷)، σ_d پارامتری است که پهنای پاسخ فیلتر را تعیین می‌کند. نمونه‌برداری از تابع $f_0(X|\theta)$ در زاویه θ_i که طبق معادله (۹) تغییر می‌کند، انجام می‌شود.

$$\theta_i = \frac{\pi i}{N}, \quad i \in \{0, \dots, N-1\}, \quad N = \lfloor 2\pi r_{\max} \rfloor \quad (۹)$$

در معادله (۹)، ثابت r_{\max} ، حداکثر شعاع لوله‌ها در تصویر است. برای کاهش حساسیت خروجی تابع $f_0(X|\theta)$ به نویز، تابع $f(X|\theta_i)$ با معادله (۱۰) تعریف می‌شود.

$$f(X|\theta_i) = \begin{cases} 0 & \text{if } \frac{|\nabla I(X_{\max+}) + \nabla I(X_{\max-})|}{2} \leq |\nabla I(X)| + \delta \\ f_0(X|\theta_i) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (۱۰)$$

در معادله (۱۰)، $\nabla I(\cdot)$ گرادیان تصویر و δ پارامتری است که حساسیت تابع $f(X|\theta_i)$ به نویز را تعیین می‌کند. در این تحقیق مقدار



شکل ۲. الف) مقطع غیر متقارن یک لوله (مقطع آبی‌رنگ)، ب) پاسخ فیلتر تقویت‌کننده محور مرکزی بدون استفاده از ضریب ایزوتروپیک (منحنی آبی) و با استفاده از ضریب ایزوتروپیک (منحنی قرمز).

۴. نتایج

ارزیابی روش پیشنهادی، با استفاده از تصاویر فانتوم دوبعدی و سه‌بعدی و تصاویر فاز دوم سی‌تی‌اسکن کبد انجام شده‌است. روش پیشنهادی در این مقاله با روش‌های اخیر در این زمینه شامل روش‌های Lee [۱۱]، Qian [۱۲]، Pock [۷]، Bauer [۱۹] و Truc [۱۷] مقایسه شده‌است. پیاده‌سازی در محیط برنامه‌نویسی MATLAB و C++ و با استفاده از یک کامپیوتر مبتنی بر سیستم عامل ویندوز با پردازنده Intel Core™-i5 2.27GHz و 4GB-DRAM انجام شده‌است. مجموعه داده‌های پزشکی، فاز دوم تصاویر سی‌تی‌اسکن ناحیه شکم و متعلق به دانشکده پزشکی دانشگاه اساکا - ژاپن است. رزولوشن داده‌ها ۰/۶۲۵ × ۰/۶۲۵ میلی‌متر مربع و فاصله بین هر اسلایس ۱/۲۵ میلی‌متر می‌باشد. در هر مجموعه ۱۵۹ اسلایس و اندازه هر اسلایس ۵۱۲ × ۵۱۲ است.

یکی از مواردی که در استخراج محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای اهمیت دارد حالتی است که در آن دو لوله در مجاورت یکدیگر و در بعضی نقاط مماس بایکدیگر هستند. در مرجع Lee [۱۱] و همکاران با طراحی دو لوله مستقیم و منحنی به شعاع ۳ واکسل که در وسط تصویر به یکدیگر مماس هستند، ارزیابی روش خود را انجام داده‌اند. در این تحقیق برای مقایسه روش پیشنهادی با روش Lee از این داده سه‌بعدی استفاده شد. در شکل ۳-الف محور مرکزی استخراج شده به وسیله روش پیشنهادی برای این داده، نشان داده شده‌است. در شکل ۳-ب حداکثر خطای محور مرکزی برحسب واکسل نشان داده شده و با حداکثر خطای محور مرکزی به روش Lee مقایسه شده‌است.

δ ثابت و برابر با ۰/۰۵ قرار داده شده‌است. برای کاهش پاسخ فیلتر در لبه‌های تصویر، تابع $f(X)$ را با متوسط‌گیری وزن‌دار از نمونه‌های تابع $f(X|\theta_i)$ توسط معادلات (۱۱) و (۱۲) تعریف می‌کنیم.

$$f(\mathbf{x}) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} w[f(X|\theta_i)] f(X|\theta_i). \quad (11)$$

$$w[f(X|\theta_i)] = \exp\left[-\frac{(1-f(X|\theta_i)/f_0(X))^2}{2\sigma_w^2}\right]. \quad (12)$$

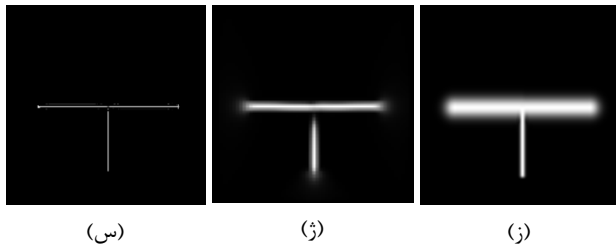
در معادله (۱۲)، σ_w پارامتر حساسیت پاسخ فیلتر است که در این تحقیق این پارامتر ثابت و برابر ۰/۰۲ قرار داده شده‌است. تابع تعریف شده توسط معادله (۱۱)، پاسخ اولیه‌ای برای تقویت محور مرکزی ایجاد می‌کند که وظیفه آن تقویت تمام ساختارهای لوله‌ای در تصویر است. اکنون خروجی این مرحله به‌عنوان ورودی برای فیلتر پیشنهادی توسط Pock و همکاران [۷] استفاده می‌شود (معادله (۱۳) - (۱۵)).

$$M^\sigma(\mathbf{x}) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} w(b_i) b_i. \quad (13)$$

$$w(b_i) = \exp\left[-\frac{1}{2} \frac{(1-b_i)^2}{0.04^2}\right], \quad (14)$$

$$M_0^\sigma(\mathbf{x}) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} b_i, \quad b_i = \left| \nabla f(\mathbf{x} + \sqrt{3}\sigma \bar{\mathbf{V}}(\theta_i)) \right|. \quad (15)$$

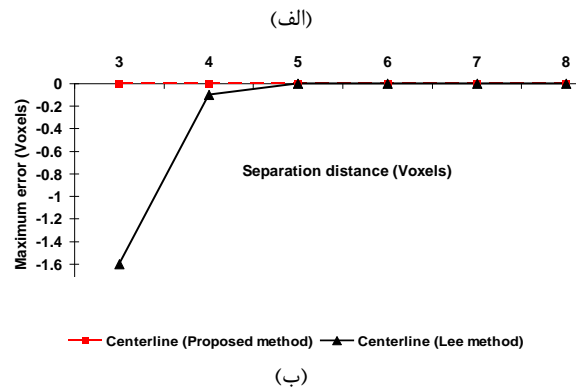
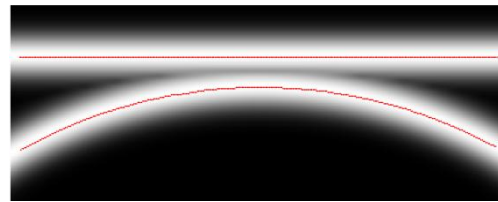
مقدار M^σ خروجی تابع تقویت محور مرکزی خواهد بود. برای کاهش خروجی فیلتر تقویت‌کننده محور مرکزی برای ساختارهای لوله‌ای که مقطع آنها متقارن نیست، ضریب ایزوتروپیک $w(b_i)$ ، طبق معادله (۱۴) تعریف می‌شود. در شکل ۲، اثر ضریب ایزوتروپیک برای یک ساختار لوله‌ای که مقطع آن متقارن نیست، نشان داده شده‌است. در شکل ۲-الف، مقطع لوله به رنگ آبی نشان داده شده‌است. در شکل ۲-ب، پاسخ فیلتر تقویت‌کننده محور مرکزی بدون استفاده از ضریب ایزوتروپیک (منحنی آبی) و با استفاده از ضریب ایزوتروپیک (منحنی قرمز) با یکدیگر مقایسه شده‌اند. همانطور که در شکل ۲-ب ملاحظه می‌شود، استفاده از ضریب ایزوتروپیک می‌تواند خروجی فیلتر را برای لوله‌هایی با مقاطع نامتقارن کاهش دهد.



شکل ۴. مقایسه کیفی روش پیشنهادی با روش باوئر و همکاران. تصاویر فانتوم متعلق به کریسیان و فارن‌بک [۲۰ و ۲۱] می‌باشند. ستون سمت راست: تصاویر ورودی، ستون وسط: تقویت محور مرکزی توسط روش باوئر، ستون سمت چپ: تقویت محور مرکزی با روش پیشنهادی.

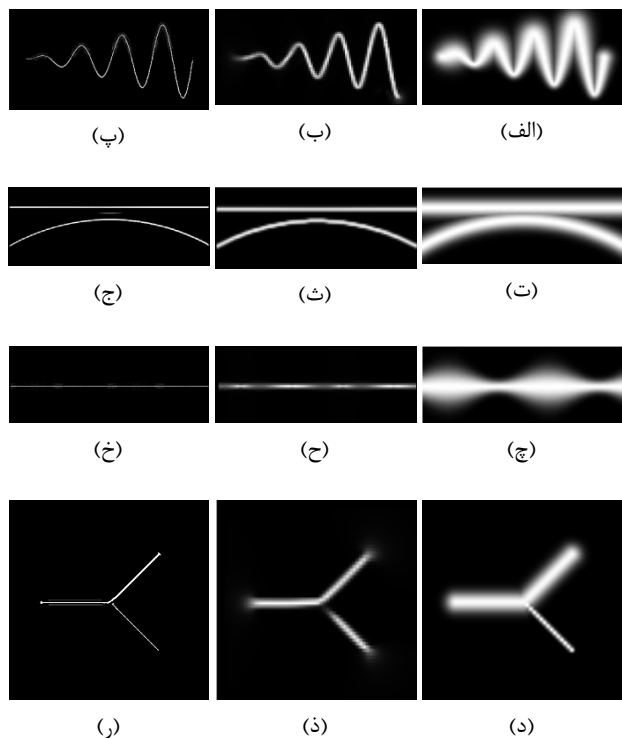
فانتوم عمومی دیگری که توسط محققین مورد استفاده قرار گرفته است متعلق به ماهادوان و همکاران است [۶]. این فانتوم که یک تصویر دوبعدی است شامل طیف گسترده‌ای از ساختارهای لوله‌ای می‌باشد. اگر قطعات موجود در تصویر اصلی (شکل ۵-الف) را از بالا به پایین و از چپ به راست شماره‌گذاری کنیم، قطعه یک ساختار رگ‌های انشعابی را شبیه‌سازی می‌کند و قطعات چهار تا هفت انشعابات با قطرهای مختلف را نشان می‌دهند. قطعه سه از چندین لوله تشکیل شده که در جهت‌های مختلف قرار گرفته‌اند. قطعات دو، ۱۲ و ۱۴ به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که در طول لوله، شعاع آن دارای تغییرات باشد. همچنین چالش‌هایی نظیر لوله‌های موازی که در کنار یکدیگر قرار دارند (قطعات هشت، نه و ۱۱)، لوله‌هایی با شعاع بسیار کم (قطعه ۱۰)، لوله‌های منقطع (قطعه ۱۳)، و لوله‌هایی که شدت‌روشنایی آنها در طول لوله تغییر می‌کند (قطعه ۱۵) در این فانتوم ایجاد شده‌اند [۱۰]. در مرجع [۱۲]، Qian و همکاران معیار نرخ آشکارسازی^۴ که در معادله (۱۶) و (۱۷) تعریف شده است را برای مقادیر مختلف واریانس نویز تصویر دوبعدی ماهادوان و همکاران و در نرخ ثابت False alarm=0.5% محاسبه نموده‌اند [۱۲]. نتیجه این ارزیابی در جدول ۲ نشان داده شده است.

در شکل ۵ ارزیابی کمی روش پیشنهادی با استفاده از تصویر دوبعدی مرجع [۱۲] که به‌وسیله نویز گوسی با انحراف معیار ۱۰٪ آغشته شده (شکل ۵-ب)، نشان داده شده است. در شکل ۵-پ نتیجه تقویت ساختارهای لوله‌ای با روش پیشنهادی و در شکل ۵-ت تا (خ)، نمای نزدیکتر قسمت‌هایی از شکل ۵-پ نشان داده شده است.



شکل ۳. الف) نمایش MIP تصویر دو لوله مستقیم و منحنی که در وسط تصویر مماس به یکدیگر می‌باشند. محور مرکزی لوله‌ها که با روش پیشنهادی بدست آمده در تصویر با رنگ قرمز نشان داده شده است. ب) منحنی حداکثر خطای محور مرکزی در روش پیشنهادی و روش Lee.

باوئر و همکاران ارزیابی روش پیشنهادی را به‌صورت کمی و با استفاده از تصاویر فانتوم کریسیان و فارن‌بک [۲۰ و ۲۱] انجام داده‌اند. در شکل ۴، مقایسه بین روش پیشنهادی و روش باوئر انجام شده است [۱۹].



⁴ Detection rate

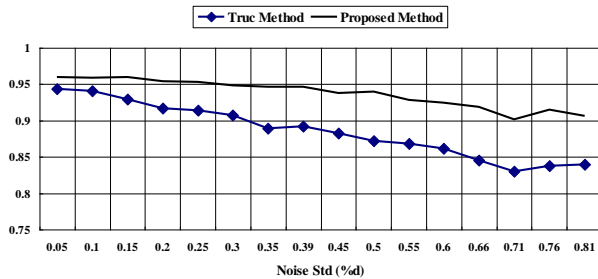
جدول ۲ - مقایسه نرخ آشکارسازی روش پیشنهادی و روش Qian.

نرخ آشکارسازی		
انحراف معیار نویز تصویر	روش Qian	روش پیشنهادی
0.01	0.92	0.99
0.05	0.83	0.96
0.10	0.73	0.85
0.15	0.65	0.83
0.20	0.59	0.83
0.25	0.53	0.81
0.30	0.47	0.79
0.40	0.38	0.78
0.50	0.29	0.76

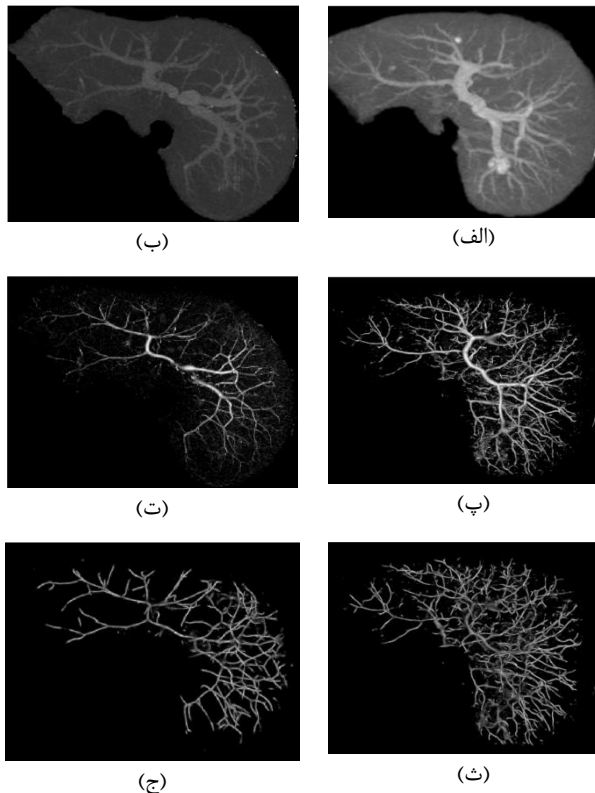
$$Detection\ Rate = \frac{True\ Positive}{True\ Positive + False\ Negative} \quad (16)$$

$$False\ Alarm = 1 - \frac{True\ Negative}{True\ Negative + False\ Positive} \quad (17)$$

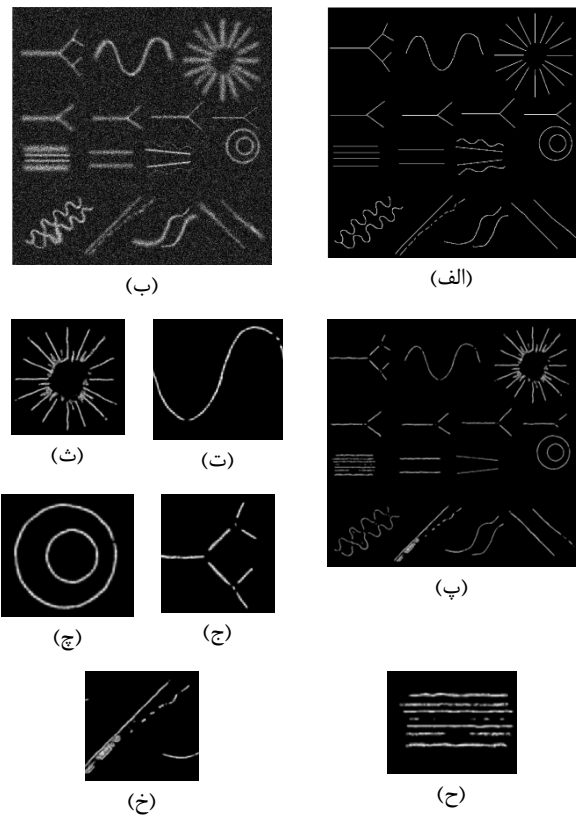
انجام داده‌اند [۱۷]. آنها با محاسبه سطح زیر منحنی ROC (AUC) برای مقادیر مختلف نویز تصویر، ارزیابی کمی روش خود را انجام داده‌اند. در شکل ۶، نتیجه مقایسه روش پیشنهادی با روش تراک و همکاران با محاسبه سطح زیر منحنی ROC نشان داده شده است.



شکل ۶ - مقایسه کمی روش تراک و همکاران با روش پیشنهادی. مقایسه سطح در تقویت ساختارهای لوله‌ای برای روش پیشنهادی و روش تراک ROC زیر منحنی با مقادیر مختلف نویز تصویر. تصویر مورد استفاده فانتوم دوبعدی ماهادوان می‌باشد.



شکل ۷ - تقویت محور مرکزی سیاهرگ پورتال در تصاویر فاز دوم سی تی اسکن، (ث) و (ج) Pock کبد. (الف) و (ب) تصویر اصلی، (پ) و (ت) نتیجه روش، نتیجه روش پیشنهادی.



شکل ۵ - ارزیابی روش پیشنهادی با استفاده از تصویر دوبعدی مرجع [۱۰]. (الف) تصویر مرجع، (ب) تصویر آغشته به نویز گوسی با انحراف معیار ۰.۱۰، (پ) نتیجه تقویت محور مرکزی با روش پیشنهادی، (ت) تا (خ) نمای نزدیکتر از قسمت‌هایی از تصویر قسمت (پ).

تراک و همکاران روش خود را روی فانتوم دوبعدی ماهادوان و همکاران [۱۰] اجرا کرده‌اند و ارزیابی آن را به صورت کمی و کیفی

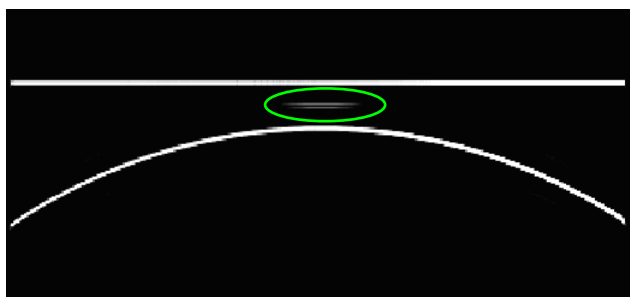
در ارزیابی روش پیشنهادی از تصاویر پزشکی نیز استفاده شده است. در شکل ۷، مقایسه نتیجه تقویت محور مرکزی سیاهرگ پورتال با روش پیشنهادی و روش Pock انجام شده است.

۵. ارزیابی روش پیشنهادی

روش ارائه شده توسط Lee [۱۱] یک روش از نوع مسیریابی است که نقاط شروع مسیریابی نقاطی هستند که دارای حداکثر شدت روشنایی در تصویر می‌باشند. بنابر گفته محققین، روش پیشنهادی برای یافتن نقاط شروع در تصاویر با نویز کم نتایج خوبی خواهد داشت، بنابراین اجرای این روش روی تصاویر سی‌تی‌اسکن کبد که نویز قابل توجهی دارد، نتیجه ندارد. همچنین این محققین روش پیشنهادی خود را روی تصاویر سی‌تی‌اسکن رگ‌های قلب موش با ابعاد $256 \times 1000 \times 1000$ و اندازه هر واکسل $20/9 - 8/2$ میکرومتر اجرا کرده‌اند که در مقایسه با تصاویر پزشکی مورد استفاده در این مقاله، دارای رزولوشن بالاتری است. مقایسه کیفی روش پیشنهادی با روش Lee در شکل ۳- (ب)، دقت روش پیشنهادی را برای استخراج محور مرکزی نسبت به روش Lee نشان می‌دهد. محور مرکزی به وسیله روش پیشنهادی در این مقاله بدون خطا به دست آمده است. برای کاهش خطا، ابعاد داده با روش درونیابی به چهار برابر اندازه اصلی افزایش یافته است. در شکل ۳- (الف)، محور مرکزی استخراج شده به رنگ قرمز روی تصویر اصلی نشان داده شده است که نشان می‌دهد روش پیشنهادی می‌تواند به خوبی محور مرکزی ساختارهای لوله‌ای که در مجاورت هم و به صورت مماس با هم قرار دارند استخراج نماید. نویز تصاویر سی‌تی‌اسکن قابل چشم‌پوشی نیست که یکی از علل شکست روش‌های تقویت رگ‌ها در کبد به‌شمار می‌رود. بنابراین روش لی برای تصاویر سی‌تی‌اسکن با رزولوشن بالا طراحی شده و نمی‌توان از آن برای استخراج سیاهرگ پورتال استفاده کرد.

روش باوئر (Bauer) و همکاران [۱۹] برای حذف چارچوب چندمقیاسی پیشنهاد شده است، تا بدون استفاده از هموارسازی توسط هسته‌های گوسی با انحراف معیار زیاد بتواند لوله‌هایی را که در مجاورت هم قرار دارند به خوبی آشکار کند. برای تصاویری که نویز در آنها زیاد است، استفاده از تصویر میدان برداری گرادینان به جای تصویر هموار شده می‌تواند علاوه بر حذف نویز تصویر، مرزهای لوله‌ها را حفظ کند و تصویر نتیجه برای آشکارسازی لوله‌ها مناسب‌تر است. البته باوئر پیشنهاد کرده است که اگر نویز تصویر زیاد باشد از هموارسازی گوسی به وسیله هسته گوسی با انحراف معیار یک استفاده می‌کنند.

ارزیابی انجام شده در روش باوئر از نوع کیفی است و با نمایش تصویر MIP انجام شده است. طبق نتایج شکل ۴، روش باوئر در اتصالات ساختارها (شکل ۴- (ذ)، (ز)) و برای لوله‌هایی که قطر آنها متغیر است (شکل ۵- (ح)، (ج))، نتیجه خوبی ندارد و این اشکال برای غالب روش‌های تقویت ساختارهای لوله‌ای وجود دارد [۱۹]. در حالی که بررسی نتایج شکل ۴- (خ)، (ر)، و (س) نشان می‌دهد که روش پیشنهادی در این تحقیق، محور مرکزی لوله‌هایی با قطر متغیر را به خوبی استخراج می‌کند و نقاط اتصال در ساختار لوله‌ای را بهتر از روش باوئر تقویت می‌نماید. در مورد لوله‌های مارپیچ (شکل ۴- (الف)) و لوله‌های مماس (شکل ۴- (ت))، روش باوئر محور مرکزی را به خوبی و بدون تداخل با اجزاء مجاور تقویت کرده است که دلیل آن عدم استفاده از چارچوب چندمقیاسی و فیلترهای گوسی با انحراف معیار زیاد است (شکل ۴- (ب) و (ث)). مقایسه این نتایج با نتایج شکل ۴- (پ) و (ج) نشان می‌دهد که روش پیشنهادی در این تحقیق، محور مرکزی این لوله‌ها را بهتر از روش باوئر تقویت کرده است. البته در مورد شکل ۴- (ج)، پاسخ روش پیشنهادی در ناحیه بین دو لوله (ناحیه مشخص شده در شکل ۸)، به دلیل این است که در ناحیه مرکزی بین دو لوله مماس، شرط تقارن فاصله از دو لبه لوله در تعداد کمی از راستاها برقرار است که در نتیجه پاسخ ضعیفی از الگوریتم تقویت محور مرکزی در این ناحیه ایجاد می‌شود.



شکل ۸- بررسی پاسخ روش پیشنهادی تقویت محور مرکزی برای لوله‌های مماس. ناحیه مشخص شده در شکل پاسخ ضعیف روش پیشنهادی به ناحیه بین دو لوله را نشان می‌دهد.

اهمیت نتایج شکل ۵- (پ) تا (خ) در این است که فانتوم مورد استفاده شامل طیف گسترده‌ای از ساختارهای لوله‌ای از جمله رگ‌های انشعابی، انشعابات با قطرهای مختلف، انشعابات در جهت‌های مختلف، لوله‌هایی با قطر متغیر در طول لوله، لوله‌های موازی، لوله‌هایی با شعاع بسیار کم، لوله‌های منقطع و لوله‌هایی که شدت روشنایی آنها در طول لوله تغییر می‌کند، می‌باشد. در مرجع [۱۲]، Qian و همکاران با استفاده

مقایسه این نتایج با نتایج روش Pock نشان می‌دهد که نویز خروجی روش پیشنهادی کمتر و قطر ساختارهای تقویت شده برای همه رگ‌ها یکسان است.

۶. جمع بندی و پیشنهادات

تقویت رگ‌ها در تصویر سی‌تی‌اسکن کبد برای طراحی درمان و ارزیابی روش درمانی اهمیت بسیاری دارد. روش استخراج محور مرکزی پیشنهادی در این مقاله با استفاده از نقاط قوت روش‌های موجود در تقویت و استخراج ساختارهای لوله‌ای و ترکیب آن با توصیف جدیدی از ویژگی نقاط محور مرکزی توانسته است نسبت به روش‌های موجود نتایج بهتری بدست آورد. خاصیت انتگرال‌گیری موجود در این روش مقاومت بیشتر در برابر نویز را فراهم کرده است. این روش برای طیف گسترده‌تری از ساختارهای لوله‌ای مستقیم، خمیده، با پروفایل مقطع دایروی و بیضوی می‌تواند به کار رود. اجرای این روش روی مجموعه‌ای از تصاویر فانتوم دوبعدی و سه‌بعدی و داده‌های مربوط به فاز دوم سی-تی‌اسکن کبد و مقایسه آن با روش‌های موجود، مزیت روش پیشنهادی را نشان می‌دهد.

در آینده کاربرد روش پیشنهادی در تقویت سایر ساختارهای لوله‌ای در تصاویر پزشکی، از جمله استخراج مسیرهای هوایی، استخراج رگ‌های قلبی و استخراج رگ‌ها در تصاویر کره چشم می‌تواند علاوه بر ارزیابی روش پیشنهادی، زمینه‌های جدیدی را برای کاربردهای آن فراهم آورد.

مراجع

- [1]. E. N. Marieb, Human Anatomy and Physiology. The Benjamin/Cummings Publishing Company, 1992, pp. 796-797.
- [2]. A. M. R. Agur, Atlas of Anatomy. Canada: Williams and Wilkins, 1991, p.79.
- [3]. J. H. D. Fasel et al., "Segmental Anatomy of the Liver: Poor Correlation with CT," Radiology, vol. 206, no. 1, pp. 151-156, 1998.
- [4]. D. Lesage et al., "A Review of 3D Vessel Lumen Segmentation Techniques: Models, Features and Extraction Schemes," Medical Image Analysis, vol. 13, no. 6, pp. 819-845, 2009.
- [5]. C. Kirbas and F. Quek, "A Review of Vessel Extraction Techniques and Algorithms," ACM Computing Surveys, vol. 36, no. 2, pp. 81-121, 2004.
- [6]. A.F. Frangi et al., "Multiscale vessel enhancement filtering," In Proc. 1st MICCAI, 1998, pp. 130-137.
- [7]. T. Pock et al., "Multiscale Medialness for Robust Segmentation of 3D Tubular Structures," 10th computer vision winter workshop, 2005, pp. 93-102.

از ویژگی پروفایل به ویژه در انشعابات، در مجاورت با سایر ساختارها و در نقاط انتهایی، روشی را برای آشکارسازی ساختارهای لوله‌ای پیشنهاد کرده‌اند. این روش توسط تصاویر فانتوم دوبعدی و تصاویر سی‌تی‌اسکن رگ‌های قلب موش با اندازه واکسل ۱۰۰ میکرومتر به روش کمی و کیفی ارزیابی شده است. بررسی نتایج شکل ۴ و مقایسه آن با نتایج مرجع [۱۲] نشان می‌دهد که خروجی روش پیشنهادی نسبت به روش Qian دارای نویز کمتری است. البته روش پیشنهادی نقاط انشعاب (شکل ۴-ج) را تقویت نمی‌کند و نواحی بین لوله‌های مجاور را به دلیل تقارن فاصله این نقاط از دو سر ساختارهای لوله‌ای مجاور تقویت کرده است. مقایسه روش پیشنهادی و روش Qian که در جدول ۲ انجام شده است، نشان دهنده برتری روش پیشنهادی برای تقویت ساختارهای لوله‌ای در مقایسه با روش Qian است.

روش تراک و همکاران شامل مجموعه‌ای از فیلترهای دوبعدی است که ساختارهای لوله‌ای را در زوایای مختلف تقویت کرده و خروجی نهایی، متوسط پاسخ فیلترها در نقاط تصویر است. مقایسه کمی انجام شده روش پیشنهادی با روش تراک (شکل ۶) برتری کامل روش پیشنهادی در این رساله را نشان می‌دهد. سطح زیرمنحنی روش پیشنهادی در این تحقیق در محدوده انحراف معیار نویز [۰/۸]، حداقل ۰/۹۰ است.

ارزیابی روش پیشنهادی در مورد تصاویر پزشکی (شکل ۵-ث) و (ج) نشان می‌دهد که این روش توانسته است بخوبی محور مرکزی سیاهرگ پورتال را از تصاویر فاز دوم سی‌تی‌اسکن کبد استخراج نماید.

- [8]. S. Wörz and K. Rohr, "Segmentation and Quantification of Human Vessels Using a 3-D Cylindrical Intensity Model," IEEE Trans. on Image Processing, vol. 16, no.8, pp. 1994-2004, 2007.
- [9]. G. Agam, S.G. Armato III, and C. Wu, "Vessel-tree reconstruction in thoracic CT scans with application to nodule detection," IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 24, no. 4, 2005.
- [10]. V. Mahadevan, H. Narasimha-Iyer, B. Roysam, H.L. Tanenbaum, "Robust model-based vasculature detection in noisy biomedical images. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol. 8, no. 3, pp. 360-375, 2004.
- [10]. J. Lee, P. Beighley, E. Ritman, N. Smith, "Automatic segmentation of 3D micro-CT coronary vascular images," Med. Imag. Anal., vol. 11, no. 6, pp. 630-647, 2007.
- [11]. X. Qian, M.P. Brennan, D.P. Dione, et al., "A non-parametric vessel detection method for complex vascular structures," Med. Imag. Anal., vol. 13, issue 1, pp. 49-61, 2009.
- [12]. K. Krissian, G. Malandain, N. Ayache, R. Vaillant and Y. Troussset, "Model-based multiscale detection of 3D vessels," in Proc. CVPR '98, 1998, pp. 722-727.
- [13]. C. Lorenz, I-C. Carlsen, T. M. Buzug, C. Fassnacht and J. Weese, "Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2D and 3D medical

- images,” in Proc. First Joint Conference on CVRMed and MRCAS, Lecture Notes in Computer Science 1205, Springer-Verlag, Berlin, 1997, pp. 233–242.
- [14]. T. M. Koller, G. Gerig, G. Szekely and D. Dettwiler, “Multiscale detection of curvilinear structures in 2D and 3D image data,” in Proc. 5th Int. Conf. Computer Vision, Boston, MA, 1995, pp. 864–869.
- [15]. Y. Sato, S. Nakajima, N. Shiraga, H. Atsumi, S. Yoshida, T. Koller, G. Gerig and R. Kikinis, “Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images,” *Med. Imag. Anal.*, vol. 2, no. 2, pp. 143–168, 1998.
- [16]. P.T.H. Truc, Md.A.U. Khan, Young-Koo Lee, Sungyoung Lee and Tae-Seong Kim, “Vessel enhancement filter using directional filter bank,” *Comput. Vision and Imag. Understanding*, vol. 113, no.1, pp.101–112, 2009.
- [17]. R. Manniesing, M. A. Viergever and W. Niessen, “Vessel enhancing diffusion: A scale space representation of vessel structures,” *Med. Imag. Anal.*, vol. 10, no. 6, pp. 815–825, 2006.
- [18]. C. Bauer and H. Bischof, “A novel approach for detection of tubular objects and its application to medical image analysis,” in Proc. of DAGM., 2008, pp. 163–172.
- [19]. K. Krissian, G. Malandain, N. Ayache, R. Vaillant and Y. Troussel, “Model-based detection of tubular structures in 3D images,” *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 80, no. 2, pp. 130–171, 2000.
- [20]. K. Krissian and G. Farneback, “Building reliable clients and servers,” in *Medical Imaging Systems Technology: Methods in Cardiovascular and Brain Systems*, World Scientific Publishing Co., Singapore, 2005.