|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| فصلنامه علمي- پژوهشي  **فناوري اطلاعات و ارتباطات ایران** | سال چهارم، شماره‌هاي 13 و 14، پاییز و زمستان 1391  صص: 57- 66 | E:\E Drive\logo\iicta Logo0.JPG |

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

**امیرحسین فروزان**\*1 **رضا آقایی­زاده ظروفی**\*\* **یوشی­نبو ساتو**\*\*\* **ماساتوشی هوری**\*\*\*

\* استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی ،دانشگاه شاهد، تهران

\*\* استاد، دانشکده مهندسی برق و کامپيوتر، دانشگاه تهران، تهران

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

تاريخ دريافت: 15/03/1391 تاريخ پذيرش: 15/10/1391

چکيده

در این مقاله با ارائه توصیف جدیدی از ویژگی نقاط محور مرکزی ساختارهای لوله­ای، روشی برای تقویت این ساختارها پیشنهاد شده­است. در این روش، در یک چارچوب چندمقیاسی و با استفاده از بردارهای ویژه ماتریس هسین نقاط تصویر، فاصله هر نقطه را از لبه­های تصویر به­دست می-آوریم. برای نقاطی که روی محور مرکزی قرار دارند این فاصله از دوسر هر راستای دلخواه متقارن است. در این مرحله با نمونه­برداری 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 داده-های 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.

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

1. مقدمه

کبد بزرگترین غده بدن و بخشی از دستگاه گوارش است که ذخیره­سازی خون و فیلتر کردن آن، فعالیت­های متابولیکی، عملکرد ترشحی و دفع فضولات را به­عهده دارد. در کبد چهار ساختار آوندی وجود دارند که عبارتند از: سرخرگ هپاتیک، سیاهرگ هپاتیک، سیاهرگ­ پورتال و آوندهای صفراوی. بيماري­های مربوط به کبد از جمله سرطان کبد يکی از عوامل اصلی مرگ و مير 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 [1]. 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 مدولیته­ها متداول­تر است [2]. 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 [3].

در این مقاله با ارائه توصیف جدیدی از ویژگی نقاط محور مرکزی لوله­ها، روشي جهت تقویت ساختارهای لوله­ای پیشنهاد شده­است و کاربرد آن در بخش­بندی سیاهرگ پورتال مورد بررسی قرار گرفته است. در بخش دوم مروري بر روش­هاي متداول در تقویت محور مرکزی ارائه شده­است. بخش سوم به توضیح روش پیشنهادي اختصاص یافته است. در بخش چهارم نتایج مربوط به پیاده­سازي روش پیشنهادي 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 جمع­بندي مقاله و معرفي كارهاي آینده در این تحقیق اختصاص یافته است.

1. مروری بر روش­های تقویت محور مرکزی ساختارهای لوله­ای

در مراجع [4] و [5] 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 [6 و 7][13-16]. اگر  ماتریس سه­بعدی تصویر و  تصویر هموار شده با هسته گوسی  باشد، مقادیر ويژه ماتريس هسين واکسل­های تصویر، اطلاعاتی درباره ساختارهای موجود در تصوير (ساختارهای حبابی، لوله­ای، و صفحه­ای) ارائه می­دهند (جدول 1) و بردارهای ويژه راستاهايی را نشان می­دهند که ساختار مرتبه دوم تصوير روی آنها قابل تجزيه است [6]. ماتریس هسین هموار شده تصویر سه­بعدی در نقطه  توسط معادله (1) تعریف می­شود.

(1) 

جدول 1 - مقادير ويژه متناظر با ساختارهای مختلف در يک تصوير سه‌بعدی (با فرض) [6].

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

طبق جدول 1، اگر قدرمطلق مقادیر ويژه ماتریس  () به­صورت صعودی مرتب شده­باشند () و بخواهيم یک ساختار لوله­ای روشن را که در زمینه تاریک قرار دارد شناسايی کنيم، بايد بدنبال واکسل­هايی باشيم که در آن  تقريباً برابر صفر است و  و  دارای مقادير بزرگ و منفی هستند. اين ويژگی­ها در مرکز لوله کاملاً برقرار می­باشند و برای واکسل­هايی که از مرکز لوله دورتر هستند، اين شرايط تغییر می­کند. روش­های مبتنی بر ماتریس هسین از نظر محاسباتی کارآمد هستند ولی بدلیل درنظر گرفتن اطلاعاتی محلی، به نویز حساس می­باشند [8].

فرانجی و همکاران با استفاده از مقادیر ويژه، فيلتری 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 (2)و (3)). در معادله (2) باید شرط  برقرار باشد و يک تخمين خوب برای ، برابر نصف حداکثر مقدار اندازه هسين تصوير است [6].

(2) 

(3) 

آگام (Agam) و همکاران فیلتری برای تقویت ساختارهای لوله­ای براساس مقادیر ویژه ماتریس کوریلیشن بردارهای گرادیان طراحی کردند [9]. چون فیلتر طراحی شده برمبنای مشتقات مرتبه اول می­باشد، نسبت به فیلترهایی که براساس مشتقات مرتبه دوم هستند حساسیت کمتری به نویز دارد. در این روش پس از یافتن نقاط کاندید رگ براساس مقادیر ویژه و خطوط watershed، پنجره­ای با ابعاد 3×3×3 درنظر 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 گرادیان در آن نقطه عمود باشد.

تراک (Truc) و همکاران از بانک فیلترهای جهت­دار برای تقویت ساختارهای لوله­ای استفاده کرده­اند [17]. هریک 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 [17].

چیان (Qian) و همکاران از پروفایل شدت­روشنایی در مختصات قطبی استفاده کرده تا ویژگی انواع ساختارهای آوندی از جمله نقاط انشعاب را به­دست آورند [12]. پروفایل تغییرات شدت­روشنایی در مختصات قطبی نشان می­دهد که در نقاط محور مرکزی، دو ناحیه باند باريک (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 درحالی­که نواحی باند پهن دارای تغییرات شدت­روشنایی زیاد و متوسط شدت­روشنایی کم هستند. بنابراین در مورد تعلق یک نقطه به ساختار رگ براساس 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[[1]](#footnote-2) و همکاران برروی تصاویر مصنوعی و تصاویر کلینیکی آزمایش شده­است و نشان داده شده­است که تقویت نقاطی از رگ که 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 به­دست آمده، از جمله اشکالات روش پيشنهادی است. اين روش برروی تعداد اندکی از داده­های کلینکی آزمایش شده­است [12].

مانی­سینگ[[2]](#footnote-3) و همکاران، روشی برای تقویت ساختارهای رگی پیشنهاد کرده­اند که در آن از فیلترهای نفوذ استفاده شده و تانسور نفوذ براساس فیلتر بهبود یافته پیشنهادی توسط فرانجی به­دست آمده است (معادله (4)) [18].

 (4)

در معادله (4)،  یک ماتریس قطری است که دارای مؤلفه­های زیر است (معادله (5)).



(5)

در معادله (5)،  پارامتر مقیاس است و  و  مقادیر ثابت هستند. فیلتر بهبود یافته فرانجی[[3]](#footnote-4) () در معادله (6) تعریف شده­است.



(6)

در مرجع [7]، Pock و همکاران برای تقویت محور مرکزی ساختارهای لوله­ای، تابع محور مرکزی را مبتنی بر اندازه­گيری مقدار گردايان حول محيط يک دايره ارائه کرده­اند. يک فازور که براساس بردارهای ویژه ماتریس هسین تعریف می­شود تابع را روی لبه رگ حرکت می­دهد و متوسط وزن­دار اندازه گرادیان، خروجی تابع محور مرکزی خواهد بود [7].

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 پورتال، پیشنهاد می­شود که یک روش جدید چندمقیاسی مبتنی بر نمونه­برداری 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.

1. روش پیشنهادی

اگر نقطه  متعلق به یک ساختار لوله­ای از تصویر  باشد و مقادير ويژه ماتريس هسين  در این نقطه بصورت صعودی () مرتب شده و بردارهای ويژه متناظر آنها به ترتيب ،  و  باشند، بردارهای  و  صفحه­ای را توصیف می­کنند که بر مقطع رگ عمود است و بردار  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 1-الف و ب) و بیضوی (شکل 1-پ) و برای هر راستای دلخواه برقرار است. در این توصیف تابعی تعریف می­کنیم که به هر نقطه  از نقاط تصویر مقداری نسبت می­دهد که متناسب با معکوس فاصله آن نقطه از محور مرکزی لوله است. اگر بردارهای ویژه  و  از راستای خود منحرف شوند، توصیف نقاط محور مرکزی به گونه­ای است که مقدار تابع در آن نقاط تغییر نخواهد کرد.

نقطه  را در تصویر  در نظر می­گیریم و مقادیر و بردارهای ویژه آن را به­ترتیب  و  می­نامیم. در نقطه ، بردار  را که در آن  قرار دارد تشکیل می­دهیم. می­خواهیم فاصله این نقطه را در جهت­های  تا دو لبه لوله به­دست آوریم. پروفایل قدرمطلق گرادیان تصویر () در مرکز لوله دارای یک می­نیمم محلی و در لبه­های لوله دارای ماکزیمم محلی است.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| P1 | P2 | P3 |
| (الف) | (ب) | (پ) |
| شکل 1. 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  و  به­ترتیب  و  باشند، تابع  را توسط معادلات (7) و (8) تعریف می­کنیم. | | |

(7) 

(8) 

در معادله (7)،  پارامتری است که پهنای پاسخ فیلتر را تعیین می­کند. نمونه­برداری از تابع  در زاویه  که طبق معادله (9) تغییر می­کند، انجام می­شود.

(9) 

در معادله (9)، ثابت ، حداکثر شعاع لوله­ها در تصویر است. برای کاهش حساسیت خروجی تابع  به نویز، تابع  با معادله (10) تعریف می­شود.

(10)

در معادله (10)،  گرادیان تصویر و  پارامتری است که حساسیت تابع  به نویز را تعیین می­کند. در این تحقیق مقدار  ثابت و برابر با 05/0 قرار داده شده­است. برای کاهش پاسخ فیلتر در لبه­های تصویر، تابع  را با متوسط­گیری وزن­دار از نمونه­های تابع  توسط معادلات (11) و (12) تعریف می­کنیم.

(11) 

(12) 

در معادله (12)،  پارامتر حساسیت پاسخ فیلتر است که در این تحقیق این پارامتر ثابت و برابر 02/0 قرار داده شده­است. تابع تعریف شده توسط معادله (11)، 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 [7] استفاده می­شود (معادله (13) - (15)).

(13) 

(14) 

(15)

مقدار  خروجی تابع تقویت محور مرکزی خواهد بود. برای کاهش خروجی فيلتر تقويت­کننده محور مرکزی برای ساختارهای لوله­ای که مقطع آنها متقارن نيست، ضريب ايزوتروپيک ، طبق معادله (14) تعریف می­شود. در شکل 2، اثر ضريب ايزوتروپيک برای يک ساختار لوله­ای که مقطع آن متقارن نيست، نشان داده شده­است. در شکل 2- الف، مقطع لوله به رنگ آبی نشان داده شده­است. در شکل 2- ب، پاسخ فيلتر تقويت­کننده محور مرکزی بدون استفاده از ضريب ايزوتروپيک (منحنی آبی) و با استفاده از ضريب ايزوتروپيک (منحنی قرمز) با يکديگر مقايسه شده­اند. همانطور که در شکل 2-ب ملاحظه می­شود، استفاده از ضريب ايزوتروپيک می­تواند خروجی فيلتر را برای لوله­هايی با مقاطع نامتقارن کاهش دهد.

|  |  |
| --- | --- |
| Non_Circular_Profile (الف) | Symmetry_Confidence (ب) |
| شکل 2.(الف) مقطع غير متقارن يک لوله (مقطع آبی­رنگ)، (ب) پاسخ فيلتر تقويت­کننده محور مرکزی بدون استفاده از ضريب ايزوتروپيک (منحنی آبی) و با استفاده از ضريب ايزوتروپيک (منحنی قرمز). | |

1. 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 [11]، Qian [12]، Pock [7]، Bauer [19] و Truc [17] مقایسه شده است. پیاده­سازی در محیط برنامه­نویسی MATLAB و C++ و با استفاده از یک کامپیوتر مبتنی بر سیستم عامل ویندوز با پردازنده Intel® CoreTM - 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 625/0 × 625/0 میلی­مترمربع و فاصله بین هراسلایس 25/1 میلی­متر می­باشد. در هر مجموعه 159 اسلایس و اندازه هر اسلایس 512 × 512 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 [11]، Lee و همکاران با طراحی دو لوله مستقیم و منحنی به شعاع 3 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 3-الف محور مرکزی استخراج شده به­وسیله روش پیشنهادی برای این داده، نشان داده­شده­­است. در شکل 3-ب حداکثر خطای محور مرکزی برحسب واکسل نشان داده شده و با حداکثر خطای محور مرکزی به روش Lee مقایسه شده­است.

|  |
| --- |
| Tangant01_NoNoise_Step03 (الف) |
| (ب) |
| شکل 3.(الف) نمایش MIP تصویر دو لوله مستقسیم 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 شده­است. (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 [20 و 21] انجام داده­اند. در شکل 4، مقایسه بین روش پیشنهادی و روش باوئر انجام شده­است [19].

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Bauer_helice06_OriginalFlipped (الف) | Bauer_All (ب) | Bauer_helice04_MinePockResultFlipped (پ) |
| Bauer_Tangent01_Original (ت) | Bauer_Tangent01 (ث) | Bauer_Tangent01_MinePockResult (ج) |
| Bauer_cylvar02_Original (چ) | Bauer_All (ح) | Bauer_cylvar02_MinePockResult (خ) |
| Bauer_Yjunc04_Original (د) | Bauer_All (ذ) | Bauer_Tjunc04_MinePockResult (ر) |
| Bauer_Tee04_Original (ز) | Bauer_All (ژ) | Bauer_Tee04_MinePockResult (س) |
| شکل 4. مقایسه کیفی روش پیشنهادی با روش باوئر و همکاران. تصاویر فانتوم متعلق به کریسیان و فارن­بک [20 و 21] 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 [6]. این فانتوم که یک تصویر دوبعدی است شامل طیف گسترده­ای از ساختارهای لوله­ای می­باشد. اگر قطعات موجود در تصویر اصلی (شکل 5-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، 12 و 14 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 11)، لوله­هایی با شعاع بسیار کم (قطعه 10)، لوله­های منقطع (قطعه 13)، و لوله­هایی که شدت­روشنایی آنها در طول لوله تغییر می­کند (قطعه 15) در این فانتوم ایجاد شده­اند [10]. در مرجع [12]، Qian و همکاران معیار نرخ آشکارسازی[[4]](#footnote-5) که در معادله (16) و (17) تعریف شده­ است را برای مقادیر مختلف واریانس نویز تصویر دوبعدی ماهادوان و همکاران و در نرخ ثابت False alaram=0.5% محاسبه نموده­اند [12]. نتیجه این ارزیابی در جدول 2 نشان داده شده­است.

در شکل 5 ارزیابی کمی روش پیشنهادی با استفاده از تصویر دوبعدی مرجع [12] که به­وسیله نویز گوسی با انحراف معیار 10% آغشته شده­ (شکل 5-ب)، نشان داده شده­است. در شکل 5-پ نتیجه تقویت ساختارهای لوله­ای با روش پیشنهادی و در شکل 5-(ت) تا (خ)، نمای نزدیکتر قسمت­هایی از شکل 5-پ نشان داده شده­است.

جدول 2 – 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 |

(16) 

(17) 

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| GroundTruth (الف) | Original_Noise_10 (ب) | |
| ResultMine_Noise_10 (پ) | ResultMine_Noise_10 (ت) | ResultMine_Noise_10 (ث) |
| ResultMine_Noise_10 (ج) | ResultMine_Noise_10 (چ) |
| ResultMine_Noise_10 (ح) | ResultMine_Noise_10 (خ) | |
| شکل 5- ارزیابی روش پیشنهادی با استفاده از تصویر دوبعدی مرجع [10]. (الف) تصویر مرجع، (ب) تصویر آغشته به نویز گوسی با انحراف معیار 10%، (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 [10] اجرا کرده­اند و ارزیابی آن را به­صورت کمی و کیفی انجام داده­اند [17]. آنها با محاسبه سطح زیر منحنی ROC (AUC) برای مقادیر مختلف نویز تصویر، ارزیابی کمی روش خود را انجام داده­اند. در شکل 6، نتیجه مقایسه روش پیشنهادی با روش تراک و همکاران با محاسبه سطح زیرمنحنی ROC نشان داده شده­است.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | | |
| شکل 6 – مقایسه کمی روش تراک و همکاران با روش پیشنهادی. مقایسه سطح زیرمنحنی ROC در تقویت ساختارهای لوله­ای برای روش پیشنهادی و روش تراک با مقادیر مختلف نویز تصویر. تصویر مورد استفاده فانتوم دوبعدی ماهادوان می­باشد. | | |
| MIP_Original_Dataset01  (الف) | | MIP_Original_Dataset20  (ب) |
| MIP_EnhancedVesselsPockView3_Dataset01  (پ) | | MIP_EnhancedVesselsPockView3_Dataset20  (ت) |
| MIP_EnhancedMedialAxisView3_Dataset01  (ث) | | MIP_EnhancedMedialAxisView3_Dataset20  (ج) |
| شکل 7- تقویت محور مرکزی سیاهرگ پورتال در تصاویر فاز دوم سی­تی­اسکن کبد. (الف) و (ب) تصویر اصلی، (پ) و (ت) نتیجه روش Pock، (ث) و (ج) نتیجه روش پیشنهادی. | | |

در ارزیابی روش پیشنهادی از تصاویر پزشکی نیز استفاده شده­است. در شکل 7، مقایسه نتیجه تقویت محور مرکزی سیاهرگ پورتال با روش پیشنهادی و روش Pock انجام شده­است.

1. ارزیابی روش پیشنهادی

روش ارائه شده توسط Lee [11] یک روش از نوع مسیریابی است که نقاط شروع مسیریابی نقاطی هستند که دارای حداکثر شدت­روشنایی 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 × 1000 × 1000 و اندازه هر واکسل 9/20 – 2/8 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 3-(ب)، دقت روش پیشنهادی را برای استخراج محور مرکزی نسبت به روش Lee نشان می­دهد. محور مرکزی به­وسیله روش پیشنهادی در این مقاله بدون خطا به­دست آمده است. برای کاهش خطا، ابعاد داده با روش درون­یابی به چهار برابر اندازه اصلی افزایش یافته است. در شکل 3-(الف)، محور مرکزی استخراج شده به رنگ قرمز روی تصویر اصلی نشان داده شده­است که نشان می­دهد روش پیشنهادی می­تواند به خوبی محور مرکزی ساختارهای لوله­ای که در مجاورت هم و به­صورت 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 [19] 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 به­خوبی آشکار کند. برای تصاویری که نویز در آنها زیاد است، استفاده از تصویر میدان برداری گرادیان 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 کرده­است که اگر نویز تصویر زیاد باشد از هموارسازی گوسی به­وسیله 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 4، روش باوئر در اتصالات ساختارها (شکل 4-(ذ)، (ژ)) و برای لوله­هایی که قطر آنها متغیر است (شکل 5-18-(ح))، نتیجه خوبی ندارد و این اشکال برای غالب روش­های تقویت ساختارهای لوله­ای وجود دارد [19]. در حالی که بررسی نتایج شکل 4-(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 4-(الف)) و لوله­های مماس (شکل 4-(ت))، روش باوئر محور مرکزی را به خوبی و بدون تداخل با اجزاء مجاور تقویت کرده است که دلیل آن عدم استفاده از چارچوب چند مقیاسی و فیلترهای گوسی با انحراف معیار زیاد است (شکل 4-(ب) و (ث)). مقایسه این نتایج با نتایج شکل 4-(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 4-(ج)، پاسخ روش پیشنهادی در ناحیه بین دو لوله (ناحیه مشخص شده در شکل 8)، 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.

|  |
| --- |
|  |
| شکل8 – 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 5-(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 شدت­روشنایی آنها در طول لوله تغییر می­کند، می­باشد. در مرجع [12]، Qian و همکاران با استفاده 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 100 میکرومتر به روش کمی و کیفی ارزیابی شده­است. بررسی نتایج شکل 4 و مقایسه آن با نتایج مرجع [12] نشان می­دهد که خروجی روش پیشنهادی نسبت به روش Qian دارای نویز کمتری است. البته روش پیشنهادی نقاط انشعاب (شکل 4-ج) را تقویت نمی­کند و نواحی بین لوله­های مجاور را به دلیل تقارن فاصله این نقاط از دو سر ساختارهای لوله­ای مجاور تقویت کرده­است. مقایسه روش پیشنهادی و روش Qian که در جدول 2 انجام شده­است، 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 6) برتری کامل روش پیشنهادی در این رساله را نشان می­دهد. سطح زیرمنحنی روش پیشنهادی در این تحقیق در محدوده انحراف معیار نویز [8/0 0]، حداقل 90/0 است.

ارزیابی روش پیشنهادی در مورد تصاویر پزشکی (شکل 5-(ث) و (ج)) نشان می­دهد که این روش توانسته است بخوبی محور مرکزی سیاهرگ پورتال را از تصاویر فاز دوم سی­تی­اسکن کبد استخراج نماید. 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.

1. 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 کرده­است. این روش برای طیف گسترده­تری از ساختارهای لوله­ای مستقیم، خمیده، با پروفایل مقطع دایروی و بیضوی می­تواند به­کار رود. اجرای این روش روی مجموعه­ای از تصاویر فانتوم دوبعدی و سه­بعدی و داده­های مربوط به فاز دوم سی­تی­اسکن 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.

[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. Trousset, “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 Vission, 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. Trousset, “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.

1. Qian [↑](#footnote-ref-2)
2. Manniesing [↑](#footnote-ref-3)
3. Frangi [↑](#footnote-ref-4)
4. Detection rate [↑](#footnote-ref-5)