

اللهم صل على محمد



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی کامپیوتر

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی هوش مصنوعی

بخش بندی تصاویر سی تی اسکن ریه

نگارنده: پرنیا قیصری

استاد راهنما

دکتر منصور فاتح

استاد مشاور

دکتر محسن رضوانی

بهمن ۱۳۹۷

شماره: ۷۱۳
تاریخ: ۱۳۹۷/۱۱/۹

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم پرنیا قیصری با شماره دانشجویی ۹۵۱۱۹۶۴ رشته مهندسی کامپیوتر گرایش هوش مصنوعی تحت عنوان بخش بندی تصاویر سی تی اسکن ریه که در تاریخ ۱۳۹۷/۱۱/۹ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با درجه:): مردود
نوع تحقیق: نظری عملی

امضاء	مرتبه علمی	نام و نام خانوادگی	عضو هیأت داوران
	استادیار	دکتر منصور فاتح	۱- استاد راهنمای اول
			۲- استاد راهنمای دوم
	استادیار	دکتر محسن رضوانی	۳- استاد مشاور
	استادیار	دکتر علیرضا تجری	۴- نماینده تحصیلات تکمیلی
	استادیار	دکتر وحید ابوالقاسمی	۵- استاد ممتحن اول
	استادیار	دکتر مرتضی زاهدی	۶- استاد ممتحن دوم

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: دکتر علیرضا الفی

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تبصره: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).

تقدیم اثر بہ

پدر و مادر عزیزم

بر خود واجب می‌دانم از حمایت و لطف بی‌دریغ استاد ارجمندم، جناب آقای دکتر منصور فتح که راهنمایی

این تحقیق را بر عهده داشتند، قدردانی کرده و از خدای متعال برای این بزرگوار آرزوی سعادت و موفقیت

خواستارم.

و نیز سپاسگذارم از استاد مشاورم، جناب آقای دکتر محسن رضوانی که از راهنمایی و مساعدت اینجانب در انجام

این پایان‌نامه مضائقه نگردند.

تعمدنامه

اینجانب پرنیا قیصری دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی هوش مصنوعی دانشکده مهندسی کامپیوتر دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه بخش بندی تصاویر سی تی اسکن ریه تحت راهنمایی دکتر منصور فاتح متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده

با توجه به آمارهای جهانی، بیماری‌های ریوی از جمله معضلات بزرگ دنیا است. بسیاری از بیماری‌های ریوی، غیرقابل درمان بوده و طول عمر فرد را کاهش می‌دهند. تشخیص زود هنگام این بیماری‌ها کمک شایانی به درمان کامل بیماری و کاهش روند بیماری می‌کند. تشخیص بیماری‌های ریوی در اکثر مواقع از روی تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه است. اما تشخیص بیماری از روی این تصاویر، سخت و چالش‌برانگیز است. این سختی به دلیل وجود نویز تصویربرداری، عدم شفافیت تصویر، شدت روشنایی‌های مبهم در برخی از اجزا و غیره است. رفع این چالش‌ها، تشخیص بیماری را برای پزشکان متخصص و تمامی سیستم‌های تشخیص خودکار آسان می‌کند. هدف از این پایان‌نامه بخش‌بندی صحیح تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه جهت سهولت در شناسایی خودکار بیماری‌های ریوی است. بخش‌بندی صحیح به مفهوم تعیین دقیق شدت روشنایی هر ناحیه، تعیین دقیق موقعیت مکانی پیکسل‌های هر ناحیه و حفظ شفافیت تصویر اصلی است. این بخش‌بندی با کمک روش یادگیری تقویتی انجام می‌شود. با این روش، تصویر شفاف و بدون نویز شده و اجزای تصویر با بهترین دقت و شدت روشنایی بخش‌بندی می‌شوند. روش پیشنهادی بر روی ۲۰۰ داده برچسب‌گذاری شده اعمال شده است. این روش با سه نوع از روش‌های بخش‌بندی جدید مقایسه شده است. این مقایسه بر دو نوع کیفی و کمی صورت گرفته است. مقایسه کیفی طبق نظر پزشکان متخصص رادیولوژی سونوگرافی و مقایسه کمی مبتنی بر درصد شباهت ارائه شده توسط الگوریتم ارزیابی است. در هر سه روش ارزیابی، الگوریتم پیشنهادی نتیجه بهتری را به همراه داشته است. روش پیشنهادی با دقت بالای ۹۰٪ بخش‌بندی تصاویر ریه موجود در دادگان را انجام می‌دهد که از دقت بالاتری در مقایسه با روش‌های قبل برخوردار است.

کلمات کلیدی: بخش‌بندی، یادگیری تقویتی، تصاویر ریه، الگوریتم سارسا، لبه‌یابی

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱- قیصری، پرنیا؛ منصور فاتح و محسن رضوانی، ۱۳۹۶، بخش بندی خودکار تصاویر سی تی اسکن ریه

به کمک یادگیری تقویتی، سومین کنفرانس پردازش سیگنال و سیستم های هوشمند ایران، شاهرود،

https://www.civilica.com/Paper-SPIS03-SPIS03_003.html دانشگاه صنعتی شاهرود،

فهرست مطالب

۱	فصل ۱: کلیات و مقدمه
۱-۱	مقدمه‌ای بر بخش‌بندی تصویر
۲	
۴	۲-۱ مقدمه‌ای از تصاویر پزشکی
۵	۱-۲-۱ تصاویر MRI
۵	۲-۲-۱ عکس قفسه سینه با اشعه X
۵	۱-۲-۲-۱ رادیوگرافی
۶	۲-۲-۲-۱ سی تی اسکن
۸	۳-۱ شناخت اجزاء ریه
۹	۴-۱ معرفی اجزا مختلف تصاویر سی تی اسکن
۱۲	۵-۱ اهمیت بخش‌بندی تصاویر سی تی اسکن ریه و جایگاه موضوع
۱۳	۶-۱ تعریف مسئله
۱۴	۷-۱ هدف رساله
۱۵	۸-۱ نوآوری
۱۵	۹-۱ ساختار رساله
۱۶	۱۰-۱ جمع‌بندی
۱۸	فصل ۲: کارهای پیشین
۱۹	۱-۲ مقدمه
۱۹	۲-۲ مروری بر الگوریتم‌های بخش‌بندی
۲۰	۱-۲-۲ بخش‌بندی مبتنی بر آستانه‌گذاری
۲۱	۲-۲-۲ بخش‌بندی مبتنی بر لبه‌یابی
۲۳	۳-۲-۲ بخش‌بندی مبتنی بر ناحیه
۲۴	۴-۲-۲ بخش‌بندی مبتنی بر خوشه‌بندی
۲۸	۳-۲ بخش‌بندی تصاویر ریه
۲۸	۱-۳-۲ بخش‌بندی و شناسایی سرطان ریه
۳۳	۲-۳-۲ بخش‌بندی و شناسایی بافت بینابینی ریه
۳۴	۴-۲ بخش‌بندی تصاویر با استفاده از یادگیری تقویتی

۳۵	۵-۲ جمع بندی
۳۶	فصل ۳: روش پیشنهادی
۳۷	۱-۳ مقدمه
۳۷	۲-۳ روش پیشنهادی
۳۹	۳-۲-۱ بخش بندی اولیه به کمک یادگیری تقویت شده
۴۰	۳-۲-۱-۱ مفاهیم یادگیری تقویتی
۴۱	۳-۲-۱-۲ بخش بندی اولیه
۴۳	۳-۲-۱-۳ تعریف معیار پاداش و ضرر
۴۶	۳-۲-۱-۴ اعمال الگوریتم یادگیری تقویت شده
۴۸	۳-۲-۲ تعیین نواحی مرزی تصویر
۵۱	۳-۲-۳ انتخاب شدت روشنایی برای هر ناحیه
۵۳	۳-۲-۴ تعیین پالت تصویر
۵۵	۳-۲-۵ مرحله نهایی بخش بندی با روش C-میانگین
۵۷	۳-۳ جمع بندی
۵۸	فصل ۴: مجموعه تصاویر و نتایج آزمایش ها
۵۹	۱-۴ مقدمه
۵۹	۲-۴ مجموعه تصاویر
۶۲	۳-۴ ارزیابی کیفی الگوریتم
۶۲	۴-۳-۱ مقایسه تصویر سی تی خام و خروجی الگوریتم پیشنهادی
۶۵	۴-۳-۲ مقایسه با نرم افزار layer pilot
۶۹	۴-۳-۳ مقایسه با مرجع [۶۵]
۷۳	۴-۳-۴ مقایسه با مرجع [۵۵]
۷۷	۴-۳-۵ مقایسه بخش های استخراج شده در الگوریتم های مختلف بخش بندی
۸۱	۴-۴ ارزیابی کمی الگوریتم
۸۵	۵-۴ جمع بندی
۸۸	فصل ۵: نتیجه گیری و پیشنهادها
۸۹	۵-۱ جمع بندی و پیشنهادهای کارهای آتی
۹۲	مراجع

فهرست جداول

- جدول ۴-۱. نتایج ارزیابی کمی برای چهار روش مختلف روی پایگاه داده برچسب‌گذاری شده ۸۳
- جدول ۴-۲. نتایج ارزیابی کمی برای چهار روش مختلف با استفاده از خوشه‌یابی ۸۴

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱. تصویر MRI از ریه به صورت عرضی و طولی..... ۵
- شکل ۱-۲. تصویر رادیوگرافی از ریه..... ۶
- شکل ۱-۳. تصویر سی تی اسکن از ریه..... ۸
- شکل ۱-۴. معرفی اجزاء ریه..... ۹
- شکل ۱-۵: شناخت اجزا در تصاویر سی تی اسکن..... ۱۰
- شکل ۱-۶: شناخت اجزا در تصاویر سی تی اسکن..... ۱۱
- شکل ۳-۱. روند نمایی الگوریتم پیشنهادی..... ۳۹
- شکل ۳-۲. تعامل بین عامل و محیط..... ۴۱
- شکل ۳-۳. مراحل بخش بندی به کمک یادگیری تقویتی..... ۴۲
- شکل ۳-۴. نتیجه اعمال یادگیری تقویتی..... ۴۸
- شکل ۳-۵. اعمال فیلتر Canny..... ۴۹
- شکل ۳-۶. گسترش مرزهای شکل ۳-۵ و نواحی افزون شده به مرزهای تصویر..... ۵۰
- شکل ۳-۷. روند نمای تعیین نواحی مرزی..... ۵۱
- شکل ۳-۸. روند نمای تعیین شدت روشنایی هر ناحیه درون مرز بسته..... ۵۲
- شکل ۳-۹. روند نمای کلی تعیین پالت شدت روشنایی اولیه..... ۵۵
- شکل ۳-۱۰. شدت روشنایی های پیکسل های تصویر..... ۵۵
- شکل ۳-۱۱. شکل نهایی بخش بندی تصویر ریه..... ۵۷
- شکل ۴-۱. مقایسه تصویر سی تی خام و تصویر برچسب گذاری شده..... ۶۱
- شکل ۴-۲. مقایسه تصویر سی تی خام و خروجی الگوریتم پیشنهادی..... ۶۴
- شکل ۴-۳. مقایسه تصویر سی تی خام و تصویر بخش بندی شده با layer pilot..... ۶۶
- شکل ۴-۴. مقایسه الگوریتم پیشنهادی و خروجی layer pilot..... ۶۸
- شکل ۴-۵. مقایسه تصویر سی تی خام با مرجع [۶۵]..... ۷۰
- شکل ۴-۶. مقایسه روش پیشنهادی با مرجع [۶۵]..... ۷۲
- شکل ۴-۷. مقایسه تصویر سی تی خام با مرجع [۵۵]..... ۷۴
- شکل ۴-۸. مقایسه الگوریتم مرجع [۵۵] و الگوریتم پیشنهادی..... ۷۶

- شکل ۴-۹. بخش‌بندی تصویر سی‌تی‌خام با الگوریتم خوشه‌یابی..... ۷۸
- شکل ۴-۱۰. بخش‌بندی تصویر برچسب‌گذاری شده با الگوریتم خوشه‌یابی..... ۷۸
- شکل ۴-۱۱. بخش‌بندی تصویر حاصل از مرجع [۵۵] با الگوریتم خوشه‌یابی..... ۷۹
- شکل ۴-۱۲. بخش‌بندی تصویر حاصل از مرجع [۶۵] با الگوریتم خوشه‌یابی..... ۷۹
- شکل ۴-۱۳. بخش‌بندی تصویر حاصل از نرم‌افزار Layer pilot با الگوریتم خوشه‌یابی..... ۸۰
- شکل ۴-۱۴. بخش‌بندی تصویر حاصل از روش پیشنهادی با الگوریتم خوشه‌یابی..... ۸۰
- شکل ۴-۱۵. الگوریتم ارزیابی کمی..... ۸۳

فصل ۱: کلیات و مقدمه

۱-۱ مقدمه‌ای بر بخش‌بندی تصویر

امروزه، هوشمندسازی عملیات مختلف، به منظور افزایش سرعت، دقت و راحتی بسیار حائز اهمیت شده است. سیستم‌های هوشمند با توجه به کارایی خود برای به بدست آوردن اطلاعات از محیط اطراف برنامه‌ریزی شده‌اند. عکس‌العمل سیستم‌های هوشمند با توجه به ورودی‌های دریافت شده از محیط است. افزایش هوشمندی سیستم‌ها به مفهوم افزایش کارایی آن‌ها با دقت بالاتر است. در نتیجه برای هوشمندتر شدن سیستم‌ها، باید دریافت اطلاعات و تحلیل آن‌ها به منظور تطبیق با محیط، بهتر انجام شود [۱،۲].

بهترین شیوه دریافت اطلاعات از محیط، استفاده از ویژگی بینایی است که پیشرفته‌ترین حس در درک محیط است. تصویر می‌تواند اطلاعات زیادی را در اختیار سیستم قرار دهد. برای کاربردهای مختلف مانند شناسایی تومور، تشخیص چهره، خواندن پلاک ماشین و غیره قسمت‌های خاصی از تصویر مورد نیاز هستند. بدین منظور تصویر باید در ابتدا بخش‌بندی شده و اجزاء آن از یکدیگر تفکیک شوند [۲،۳،۴]. بخش‌بندی تصویر به فرآیند تفکیک اجزای تصویر اطلاق می‌شود. به طور دقیق‌تر، بخش‌بندی تصویر، فرآیند نسبت دادن یک برچسب به هر یک از پیکسل‌های تصویر است [۵]. هدف اصلی بخش‌بندی، تقسیم تصویر به اجزاء اصلی و استخراج قسمت‌های مورد علاقه است. این فرآیند، تفکیک و جداسازی تصویر به نواحی مختلف، بر اساس مجموعه‌ای از ویژگی‌های خاص است. از اساسی‌ترین ویژگی‌های بخش‌بندی تصویر لبه، بافت و رنگ تصویر هستند [۶،۷]. بخش‌بندی مناسب، تاثیر قابل ملاحظه‌ای بر استخراج صحیح ویژگی‌ها و طبقه‌بندی صحیح داده‌ها دارد [۸،۷]. به طور مثال، بخش‌بندی مناسب تصویر، تشخیص ردیابی خودکار در کاربردهای نظامی و تشخیص بیماری در مسائل پزشکی را تحت تاثیر قرار می‌دهد [۹]. بهره‌گیری از تکنیک‌های بخش‌بندی تصویر در کنار تجربه و دانش انسان می‌تواند تاثیر شایسته‌ای در شناسایی بیماری‌ها داشته باشد. بیماری‌های

ریوی از سخت‌ترین و خطرناک‌ترین بیماری‌ها هستند. ۱۳٪ از مرگ و میر افراد سرطانی، مختص بیماری‌های ریوی است. از این رو، استفاده از روش‌های تشخیص در مراحل اولیه پیشرفت آن، می‌تواند در روند درمان بیمار بسیار موثر و حائز اهمیت باشد [۱۱،۱۰].

یکی از ابزارهای ضروری برای تشخیص بیماری‌های ریوی، عکس‌برداری از آن است. از تکنیک‌های تصویربرداری مدرن مانند تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (¹NMR)، سونوگرافی، سی‌تی‌اسکن، X-Ray، MRI^۲، SPECT^۳ و غیره برای ثبت این تصاویر استفاده می‌شود. تصویربرداری سی‌تی به دلیل ثبت تصاویر از مقاطع مختلف ریه با عمق‌های دلخواه، از قدرتمندترین ابزار برای ارزیابی بیماری‌های ریوی است [۱۰-۱۲]. از سی‌تی برای ارزیابی و میزان پیشرفت بیماری‌های ریوی مانند اندازه‌گیری تغییرات حجم تومور در طی زمان، تشخیص و ارزیابی تهبویه ریه (چرخه تنفسی)، نمایش دقیق و سه بعدی از قسمت‌های خاص، استفاده می‌شود [۹،۱۱،۱۲]. امروزه با توجه به حجم زیاد داده‌های فراهم شده توسط دستگاه‌های تصویربرداری سی‌تی و تحلیل دستی این تصاویر، تشخیص بیماری تبدیل به یک کار خسته کننده و چالش برانگیز شده است [۹]. به همین دلیل استفاده از سیستم‌های تشخیص خودکار کامپیوتری، برای تشخیص بیماری‌هایی مانند سرطان ریه، انسداد ریه، بیماری‌های بافتی و غیره همواره مورد توجه است [۱۰].

یکی از مراحل مهم و ابتدایی در اکثر این سیستم‌ها، بخش‌بندی تصاویر ریه است [۱۰،۱۳]. این مرحله، پیش‌نیازی مهم برای انجام عملیات تحلیل محتوای تصویر و تشخیص الگوهای مورد جستجو در تصاویر است [۱۳]. هدف از بخش‌بندی تصویر، شناسایی خودکار مناطق مورد نظر است [۹،۱۰].

^۱ Nuclear magnetic Resonance

^۲ Magnetic resonance imaging

^۳ single photon emission computed tomography

روش‌های مختلف بخش‌بندی شامل آستانه‌گذاری^۱، خوشه‌بندی^۲، بخش‌بندی مبتنی بر ناحیه^۳ و بخش‌بندی مبتنی بر لبه^۴ هستند. در این تحقیق از تصاویر سی‌تی ریه برای اعمال بخش‌بندی خودکار استفاده شده است.

۱-۲ مقدمه‌ای از تصاویر پزشکی

تصویربرداری پزشکی ابزاری برای، نمایش عملکرد اندام‌ها و بافت‌های داخلی بدن است. هدف عکس‌برداری از بدن بیمار، تشخیص و درمان بهتر و دقیق‌تر بیماری‌ها از طریق دیدن ساختارهای داخلی است. همچنین تصاویر پزشکی، یک پایگاه داده از اطلاعات مربوط به ساختار بافت‌ها، اندام‌ها و عملکرد اعضای بدن برای تشخیص بیماری و شناسایی ناهنجاری‌های احتمالی در اختیار پزشک قرار می‌دهند. تشخیص برخی از بیماری‌ها به کمک نتایج آزمایش‌های پزشکی انجام می‌شود [۱۰، ۱۳]. به عنوان مثال، تشخیص برخی از بیماری‌های ریوی بر پایه آزمایش‌های تصویربرداری، از قبیل عکس با اشعه X از قفسه سینه، سی‌تی اسکن، برونکوسکوپی و سیتولوژی خلط است [۹، ۱۰، ۱۴]. روش‌های مختلف تصویربرداری در پزشکی برای اهداف خاص طراحی شده‌اند. در ادامه به معرفی مهم‌ترین تکنیک‌های مختلف تصویربرداری ریه پرداخته شده است.

^۱Thresholding

^۲Clustering

^۳Region based segmentation

^۴Edge based segmentation

۱-۲-۱ تصاویر MRI

اسکن MRI از امواج رادیویی و مغناطیسی قوی استفاده می‌کند. انرژی امواج رادیویی جذب شده و سپس متناسب با نوع بافت و بیماری خاص آزاد می‌شود. یک پردازنده الگوی امواج رادیویی گرفته شده از بافت‌ها را به تصاویری با جزئیات دقیق از قسمت‌های مختلف بدن تبدیل می‌کند. MRI علاوه بر تهیه تصاویری با مقاطع عرضی از بدن، تصاویری موازی با طول بدن نیز تهیه می‌کند. غالباً اسکن MRI به زمانی طولانی‌تر از یک ساعت نیاز دارد [۱۵].



شکل ۱-۱. تصویر MRI از ریه به صورت عرضی و طولی

۱-۲-۲-۱ عکس قفسه سینه با اشعه X

اولین آزمایش برای بررسی هرگونه بیماری در ریه‌ها، این نوع تصویربرداری است. این عکس در حالت ایستاده یا نشسته از قفسه سینه گرفته می‌شود. این روش قدیمی‌ترین و مرسوم‌ترین روش تصویربرداری پزشکی است که زیرشاخه‌های گوناگون دارد [۱۶].

۱-۲-۲-۱ رادیوگرافی

در این شیوه، اشعه ایکس به بخش مورد نظر بدن تابانده شده و تصویر آن بخش، بر روی صفحات مخصوص ثبت می‌شود. یک تصویر رادیوگرافی ساده معمولاً بصورت یک ورقه پلاستیکی یا سلفون

شفاف است که بر روی آن تصویری سیاه‌وسفید نقش بسته است. به آن عکس رادیولوژی یا فیلم رادیولوژی هم گفته می‌شود [۱۷].



شکل ۱-۲. تصویر رادیوگرافی از ریه

۱-۲-۲-سی تی اسکن

یک دستگاه اسکن توموگرافی کامپیوتری از یک تخت برای خوابیدن بیمار، یک گانتری^۱ برای قرار گرفتن سر بیمار، یک منبع تولید اشعه ایکس، یک سیستم جهت آشکار کردن تشعشع خارج شده از بدن، یک ژنراتور اشعه ایکس، یک کامپیوتر برای بازسازی تصویر گرفته شده و کنسول عملیاتی برای رادیولوژیست، تشکیل شده است [۱۸]. تصاویر سی تی اسکن با مقاطع عرضی از بدن تهیه می‌شود. تصاویری که برش یا مقطعی از بدن را نشان می‌دهند. به جای گرفتن یک تصویر توسط اشعه X، دستگاه سی تی اسکن با چرخش به دور بدن، تصاویر متعدد تهیه می‌کند. این اشعه از تمامی بافت‌هایی که سر راه آن قرار دارند عبور کرده و مقداری از آن که از طرف مقابل اندام خارج می‌شود به توسط دتکتور^۲ یا آشکارسازهای حساسی دریافت می‌گردد. این دتکتورها اشعه را به جریان الکتریکی تبدیل می‌کنند. این فرایند هزاران بار از زوایای گوناگون تکرار می‌شود. یعنی باریکه اشعه ایکس از

^۱ Gantry

^۲ Detector

زویای گوناگون به درون اندام تابانده شده و خروجی آن در طرف مقابل اندام اندازه‌گیری می‌شود. سپس یک پردازنده این تصاویر را به یک تصویر از برش مورد نظر کاربر تبدیل می‌کند. سی‌تی‌اسکن نسبت به اشعه X معمولی زمان‌بر است. سی‌تی‌اسکن اطلاعات دقیقی درباره اندازه، شکل و موقعیت تمامی اجزاء ایجاد کرده و به پیدا کردن غده‌های لنفاوی بزرگ شده کمک شایانی می‌کند. این تصاویر نسبت به عکس ساده قفسه سینه در پیدا کردن سرطان ریه دقیق‌تر است. قدرتمندترین ابزار برای ارزیابی بیماری‌های ریوی، تصویربرداری سی‌تی است. از CT برای ارزیابی و میزان پیشرفت بیماری‌های ریوی مانند اندازه‌گیری تغییرات حجم تومور در طی زمان، تشخیص توابع اولیه ریوی مانند ارزیابی تهویه ریه (چرخه تنفسی) و به طور کلی نمایش دقیق و سه بعدی از قسمت‌های خاص، بافت‌های متفاوت و آناتومی ریه استفاده می‌کنند. به همین دلیل، تشخیص این بیماری‌ها به کمک این تصویربرداری به خوبی انجام می‌شود. اصولاً تصاویر سی‌تی تهیه شده از بدن فرد بدون هیچ گونه پردازش یا اعمال فیلتر، به سیستم پزشک متخصص ارسال می‌شود [۹، ۱۰، ۱۶، ۱۹]. اولین رمز برای تفسیر تصاویر سی‌تی دانسیته^۱ است. هرچه دانسیته یک ماده بیشتر باشد و تراکم‌تر باشد تصویر آن سفیدتر و روشن‌تر خواهد بود و هرچه تراکم آن کمتر باشد تیره‌تر دیده می‌شود. استخوان بالاترین تراکم را دارا است. بنابراین روشن‌ترین شدت روشنایی را به خود اختصاص می‌دهد. کمترین تراکم نیز متعلق به هوای درون ریه است که با پایین‌ترین شدت روشنایی در تصویر تشخیص داده می‌شود.

^۱ Densite



شکل ۱-۳. تصویر سی تی اسکن از ریه

۱-۳ شناخت اجزاء ریه

ریه دو عضو اسفنجی مانند در حفره قفسه سینه و عضله اصلی تنفسی در انسان است. گلبول‌های قرمز خون، اکسیژن را از ریه‌ها دریافت می‌کنند و به سایر سلول‌های بدن می‌رسانند. ریه راست به سه بخش یا لوب^۱ تقسیم می‌شود، در حالی که ریه چپ دارای دو لوب است. قلب بخشی از فضای سمت چپ قفسه سینه را اشغال کرده است. به همین دلیل ریه سمت چپ از راست کوچک‌تر است. هوا از طریق نای^۲ به ریه‌ها می‌رسد. نای به لوله‌هایی به نام برونش^۳ و برونش به شاخه‌های کوچکتری به نام برونشیول^۴ تقسیم می‌شود. در انتهای برونشیول‌ها کیسه‌های نازکی به نام آلوئول^۵ وجود دارند که

^۱Lobe

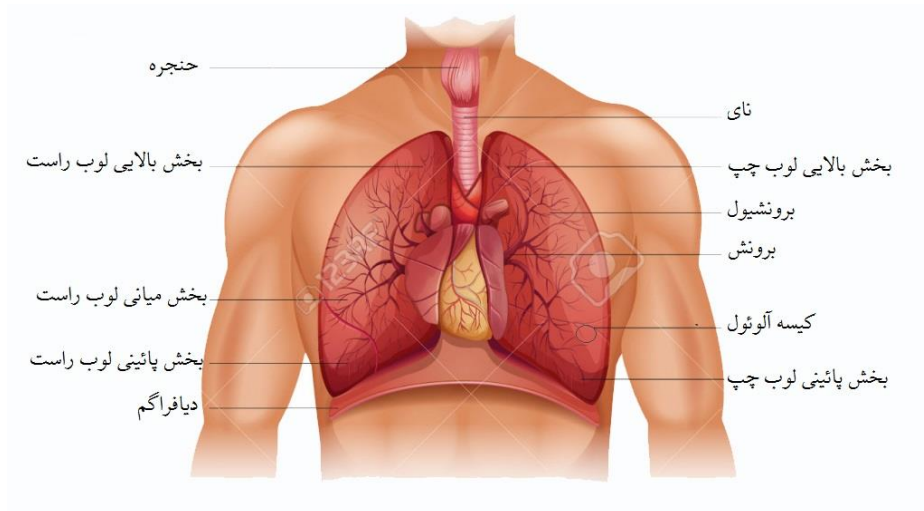
^۲windpipe

^۳Bronchus

^۴Bronchiole

^۵ Alveoli

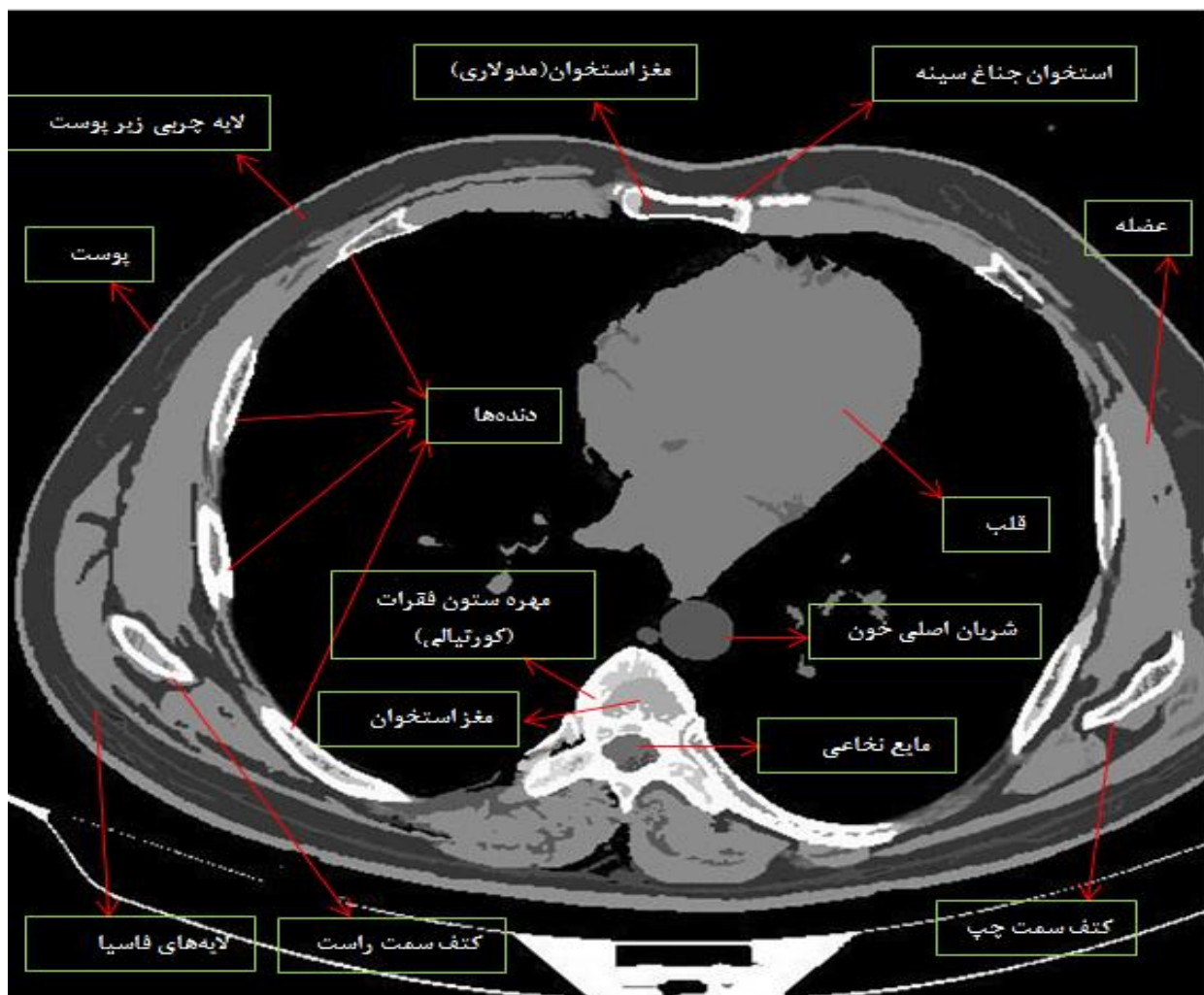
اکسیژن هوای تنفسی را جذب کرده و دی اکسید کربن را آزاد می کنند. شکل ۱-۴ نمایی از ریه و اجزای درونی را نشان می دهد [۲۰].



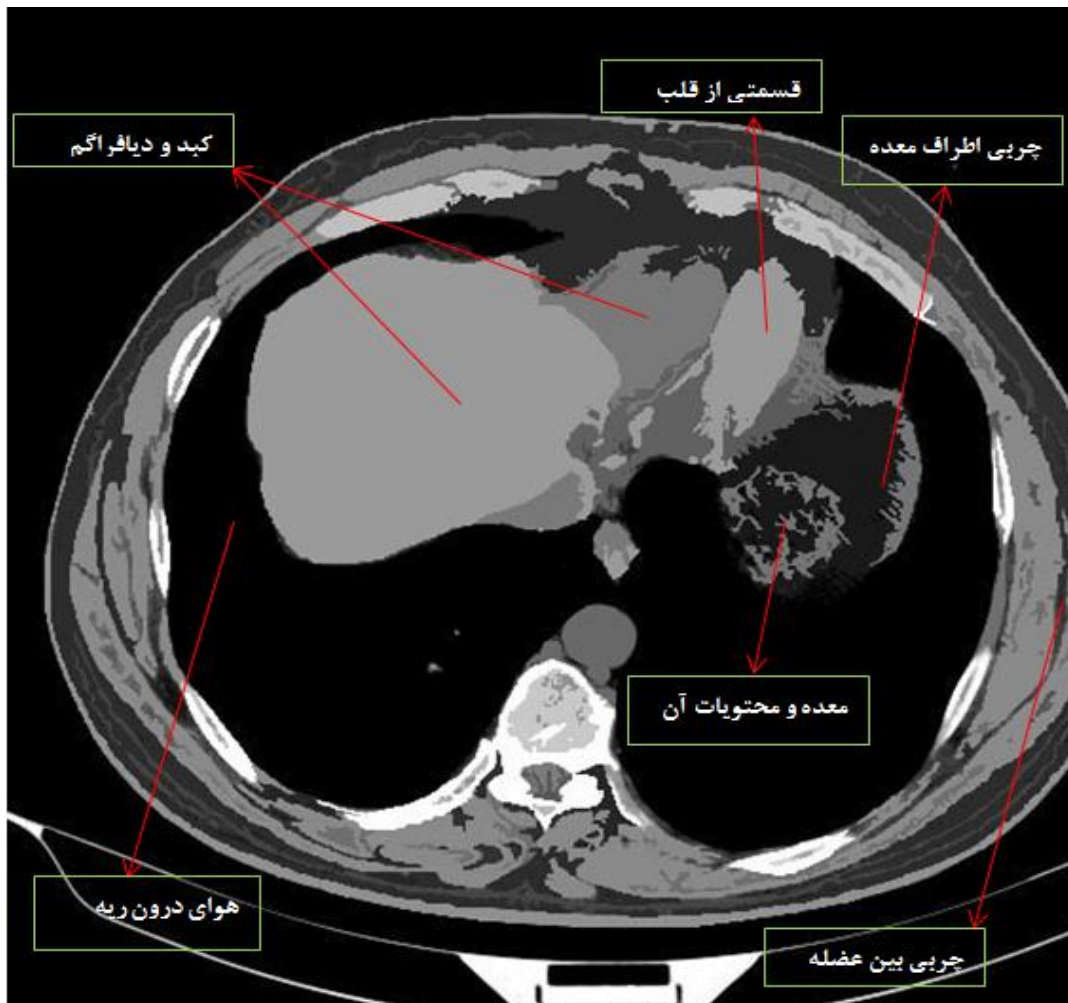
شکل ۱-۴. معرفی اجزاء ریه

۱-۴ معرفی اجزا مختلف تصاویر سی تی اسکن

همانطور که قبلاً ذکر شد، دستگاه سی تی اسکن با چرخش به دور بدن و تاباندن اشعه X، تصاویر متعدد تهیه می کند. این اشعه از تمامی بافت هایی که سر راه آن قرار دارند عبور می کند. هر تصویر، یک برش افقی از بدن فرد بیمار است. بنابراین در هر یک از تصاویر، قسمتی از هر جز بدن را خواهیم داشت. در ادامه برخی اجزا در تصاویر سی تی اسکن را معرفی خواهیم کرد.



شکل ۱-۵: شناخت اجزا در تصاویر سی تی اسکن



شکل ۱-۶: شناخت اجزا در تصاویر سی تی اسکن

۱-۵ اهمیت بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه و جایگاه

موضوع

بخش‌بندی تصاویر پزشکی ساده و بدون چالش نیست. پیشرفت‌های اخیر در زمینه‌ی پردازش و بخش‌بندی تصاویر ریه، نشان می‌دهد که این موضوع بسیار مؤثر و قابل توجه بوده است. با استناد به آخرین مقاله منتشر شده توسط سازمان جهانی بهداشت^۱ در تاریخ ۲۹ اکتبر ۲۰۱۸، بزرگترین معضل دنیای امروز آلودگی هوا و عفونت‌های ریوی و تنفسی است. طبق برآورد این سازمان در سال ۲۰۱۶، ۶۰۰,۰۰۰ کودک به علت عفونت‌های ریوی جان خود را از دست داده‌اند که این آمار طی سالهای اخیر رو به افزایش بوده است. در ادامه با توجه به آمار ارائه شده در سال ۲۰۱۸ توسط سازمان جهانی تحقیقات سرطان^۲، سرطان ریه با اختلاف اولین سرطان فراگیر در دهه اخیر بوده است. بر همین اساس پزشکان و دانشمندان علوم پزشکی را بر آن داشته تا نسبت به تحقیقات و آزمایش‌های گسترده به ویژه در زمینه بیماری‌های ریوی اهتمام جدی داشته باشند. با مراجعه به سایت‌های علمی^۳ شاهد روند افزایشی مقالات به چاپ رسیده در زمینه پردازش و بخش‌بندی تصاویر ریه طی ۱۰ سال اخیر خواهیم بود. آمار دریافتی از سایت‌های معتبر جهانی و روند افزایشی در تعدد مقالات به چاپ رسیده نشان‌دهنده اهمیت موضوع پرداخته شده در پایان نامه است.

تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه شامل اطلاعات زیادی از رشد نامنظم سلول‌ها، باریک شدن مسیرهای هوایی، بافت‌های چربی، ضایعات نامتعارف، اندازه اجزاء داخلی (بیماری برونشیت)، میزان فاصله اجزاء از یکدیگر، وجود حفره‌های بزرگ ریوی و موارد خطرآفرین دیگری هستند [۲۲،۲۱]. این اطلاعات نشان‌دهنده سلامت یا بیماری ریوی فرد هستند. گاهی در این اطلاعات، به دلایلی از جمله تنفس و

^۱ world health organization

^۲ World Cancer Reserch Found

^۳ ScienceDirect &Google Scholar

حرکت‌های بیمار هنگام عکس‌برداری، تیک‌های^۱ عصبی، نويز دستگاه و غيره اثرات تصنعی ایجاد می‌شود. تمام این موارد تشخیص پزشک را برای وجود یا عدم وجود بیماری سخت و پرابهام می‌کند. بنابراین برای تشخیص دقیق و درست بیماری‌های ریوی و رسیدن به یک نتیجه مطلوب، نیاز به تصاویر بدون نويز و بدور از هر گونه خطای حرکتی فرد بیمار است [۹، ۲۲]. جداسازی و واضح بودن اجزاء ریه، در زمینه تشخیص تمام بیماری‌های ریوی تاثیر بسزایی دارد. برای مثال جداسازی صحیح رگ‌های خونی به کمک روش‌های بخش‌بندی تاثیر مهمی در شناسایی ندول‌های ریوی دارد. بسیاری از ندول‌های ریوی، متصل به رگ‌های خونی هستند و شدت روشنایی مشابه با رگ‌ها دارند. این امر، تشخیص آن‌ها را دشوار می‌کند. به دلیل شرایط زیست محیطی و دخالت‌های خارجی، تصاویر سی‌تی نويز دارند. وجود نويز، تجزیه و تحلیل را دشوار می‌کند. از این رو، اولین گام پیش‌پردازش فرآیند حذف نويز است. پس از این مرحله، بهبود کنتراست جهت افزایش وضوح تصویر انجام می‌شود. در ادامه بخش‌بندی ریه‌ها گام اساسی در پردازش تصاویر سی‌تی است. هدف این بخش، تقسیم تصویر ورودی به زیرنواحی مربوطه، تشخیص پس‌زمینه، استخراج و تجزیه و تحلیل ساختارهای بخصوصی همانند تومور ریه است [۹، ۱۲، ۲۲].

۱-۶ تعریف مسئله

امروزه تحلیل تصاویر سی‌تی‌اسکن خام و تشخیص بیماری از روی این تصاویر، برای پزشکان خسته‌کننده و چالش برانگیز شده است. عامل‌های متنوعی از قبیل کوچک بودن ندول^۲ها، شباهت عروق خونی با ندول‌های چسبیده به عروق، شدت روشنایی فراوان و مبهم اجزا و حجم زیاد داده‌های فراهم شده توسط دستگاه‌های تصویربرداری سی‌تی که اغلب بدون کیفیت و همراه با نويز است،

^۱ حرکات غیر ارادی اندامها

^۲ ندول ریوی، یک توده کوچک و گرد است که در ریه‌ها رشد می‌کند.

موجب این چالش شده‌اند [۲۱،۹]. همانطور که ذکر شد، یکی از مراحل اصلی در تحلیل خودکار تصاویر پزشکی، بخش‌بندی تصاویر است. در صورت بخش‌بندی مناسب این تصاویر، امکان تحلیل دقیق‌تر و تشخیص صحیح بیماری میسر می‌شود [۲۲،۲۱]. بدیهی است که با تشخیص به موقع بیماری‌ها می‌توان گام مناسبی در کمک به بیماران ریوی انجام داد. در این رساله روشی جدید مبتنی بر یادگیری تقویتی برای بخش‌بندی تصاویر سی تی اسکن ریه ارائه شده است.

۱-۷ هدف رساله

یکی از مراحل مهم و ابتدایی در اکثر سیستم‌های خودکار پردازش تصویر، بخش‌بندی تصاویر است. این مرحله یک پیش‌نیاز برای انجام عملیات تحلیل محتوای تصویر و تشخیص الگوهای مورد جستجو در تصاویر است. یکی از اهداف بخش‌بندی تصویر، استخراج ناحیه‌ی مورد نظر جهت پردازش‌های بعدی است. در این تحقیق از تصاویر سی تی ریه برای اعمال بخش‌بندی خودکار استفاده شده است.

آستانه‌گذاری یکی از روش‌های بخش‌بندی تصویر است. این روش، پس‌زمینه و پیش‌زمینه تصویر را تفکیک می‌کند. در این روش، برای پیسکل‌هایی با شدت روشنایی بین صفر تا آستانه، مقدار صفر و برای شدت‌های روشنایی بالاتر، مقدار یک لحاظ می‌شود. پس از اجرای این روش، تصویری دودویی تولید می‌شود. پیدا کردن آستانه بهینه، همواره از چالش‌های پژوهشگران در این روش بوده است. استفاده از یادگیری تقویتی می‌تواند آستانه بهینه را بصورت خودکار محاسبه و گام مهمی در ارتقای روش آستانه‌گذاری برداشت. با پیاده‌سازی الگوریتم یادگیری تقویتی در هر ناحیه از تصویر، می‌توان بهترین آستانه را انتخاب کرد. در این رساله، با استفاده از یادگیری تقویتی، بهترین آستانه در هر ناحیه به صورت خودکار انتخاب می‌شود. در این روش، هر ناحیه از ریه با بافت متفاوت، به عنوان ناحیه‌ای متفاوت معرفی می‌شود. در ادامه شدت روشنایی هر ناحیه تعیین می‌شود. جهت تعیین دقت، الگوریتم پیشنهادی روی یک پایگاه داده حقیقی اعمال می‌شود. آزمایش‌هایی جهت بررسی نتایج

روش پیشنهادی انجام شده است. نتایج این آزمایش‌ها نشان می‌دهد که روش پیشنهادی در مقایسه با روش‌های دیگر از دقت کیفی و کمی بالاتری در بخش‌بندی تصاویر برخوردار است.

۸-۱ نوآوری

در این تحقیق روشی تحت عنوان بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه ارائه شده، که به کمک یادگیری تقویتی انجام شده است. روش پیشنهادی، الگوریتمی جدید در عرصه تفکیک اجزاء تصاویر سی‌تی بشمار می‌رود. این روش، الگوریتمی کارا و جدید برای تعیین هر بخش ریه ارائه می‌کند و دقت بخش‌بندی را تا حد چشم‌گیری افزایش می‌دهد که می‌توان از آن به عنوان نوآوری‌های اصلی این رساله یاد کرد. نوآوری دیگر این رساله، جداسازی مرزهای هر ناحیه از محتویات آن و تعیین شدت روشنایی هر بخش داخلی بدون توجه به مرزهای آن، است. نواحی ساده تصویر (مانند هوای درون ریه) و نواحی حوالی مرزهای ریه شرایط متفاوتی دارند. از این رو، روش‌هایی با الگوریتم متفاوت در بخش‌بندی مرزها و محتویات داخلی، از دقت بالاتری برخوردارند. نوآوری دیگر این تحقیق، تولید پایگاه داده واقعی و برچسب‌گذاری شده از تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه است. برای تهیه این دادگان به کمک پزشک متخصص^۱، چهار ماه زمان صرف شده است.

۹-۱ ساختار رساله

این رساله از پنج بخش تشکیل شده است. در فصل دوم مقالات مرتبط با بخش‌بندی تصاویر، الگوریتم‌های بخش‌بندی و یادگیری تقویتی مرور شده‌اند. در فصل سوم روش پیشنهادی جهت بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه ارائه شده است. در این فصل کاربرد و مراحل اجرای یادگیری

^۱ دکتر حبیب ذاکریان متخصص رادیولوژی و سونوگرافی

تقویتی برای تغییر شدت روشنایی هر پیکسل از تصویر به یکی از پیکسل‌های اطراف مطرح شده است. در ادامه جهت بدست آوردن نواحی ریه در عکس‌های سی‌تی‌اسکن و هم سطح کردن شدت روشنایی پیکسل‌های هر ناحیه روشی ارائه شده است. در فصل چهارم به معرفی پایگاه داده دریافت شده از بیمارستان امام حسین شاهرود و پایگاه داده برجسب گذاری شده پرداخته شده است. همچنین در این فصل نتایج آزمایش‌ها به نمایش گذاشته شده است. نهایتاً در فصل پنجم جمع‌بندی رساله و پیشنهاداتی جهت پیشرفت این تحقیق در سال‌های آتی ارائه شده است.

۱-۱۰ جمع‌بندی

در این فصل مقدمه‌ای از بخش‌بندی تصویر و تاثیر آن در هوشمندسازی سیستم‌های نوین ارائه شده است. همانطور که ذکر شده بخش‌بندی به فرآیند تفکیک اجزاء تصویر اطلاق می‌شود. هدف این تکنیک استخراج قسمت مورد علاقه تصویر است. در ادامه مقدمه‌ای از تصویربرداری پزشکی و برخی انواع آن مطرح شده است که سی‌تی‌اسکن به عنوان بهترین نوع عکس‌برداری از قفسه سینه شناخته شد. تمامی اجزاء ریه همراه با مثال‌هایی از بیماری‌های خطرناک ریوی که توسط عکس سی‌تی‌اسکن مشخص می‌شود، معرفی شده است. تشخیص نادرست بیماری‌های ریوی تهدید جدی برای سلامتی فرد مبتلا خواهد بود. در همین راستا توضیحاتی در رابطه با اهمیت بخش‌بندی تصاویر داده شده که چگونه تشخیص بیماری را برای پزشک ساده‌تر می‌کند. نوآوری‌های تحقیق بطور خلاصه، الگوریتم جدید در عرصه تفکیک اجزاء ریه با دقت بالا، جداسازی هر ناحیه تعیین شدت روشنایی هر بخش ریه، تهیه دادگان از بیمارستان و برجسب‌گذاری آن بصورت دستی است.

فصل ۲ : کارهای پیشین

۱-۲ مقدمه

در این فصل ابتدا مروری بر تحقیقات پیشین می‌کنیم. در این راستا چهار الگوریتم بخش‌بندی پایه را مورد بررسی قرار خواهیم داد. در ادامه پژوهش‌های مرتبط با انواع روش‌های بخش‌بندی تصاویر ریه و تاثیر آنها در شناسایی بیماری‌های مهم ریوی بررسی خواهیم کرد. نهایتاً مروری بر یادگیری تقویتی خواهیم داشت.

۲-۲ مروری بر الگوریتم‌های بخش‌بندی

همانطور که در مقدمه ذکر شد، بهترین راه استخراج اطلاعات از تصویر، بخش‌بندی آن است. با عمل بخش‌بندی، تصویر به قسمت‌های تشکیل دهنده‌اش تقسیم می‌شود. اغلب فرآیند بخش‌بندی گونه‌ای است که به هر یک از پیکسل‌های تصویر برچسبی اختصاص داده می‌شود. بطوری که پیکسل‌هایی با برچسب یکسان، مشخصه‌های بصری مشابهی داشته باشند. به زبانی دیگر ویژگی یا خاصیت مشترکی که بین پیکسل‌های هر ناحیه وجود داشته باشد. قابل ذکر است که در فرآیند بخش‌بندی به هر بخش از پیکسل‌های تصویر، فقط و فقط یک برچسب نسبت داده می‌شود. این بدان معناست که هر پیکسل لزوماً در یک قطعه قرار می‌گیرد. برای انجام این کار می‌توان از معیارهای مختلفی مانند سطح خاکستری، رنگ، بافت، عمق و حرکت استفاده کرد. برای بخش‌بندی بر اساس سطح خاکستری پیکسل‌های تصویر، از میزان شباهت (نزدیکی) مقادیر سطوح خاکستری استفاده می‌شود. بخش‌بندی بر اساس معیار بافت، با توجه به ساختار پیکسل‌ها انجام می‌شود. بخش‌بندی بر اساس رنگ، از شباهت سطوح رنگی تصویر استفاده می‌کند. بخش‌بندی بر اساس عمق به گونه‌ای است که اشیاء هم عمق^۱ را در یک قطعه قرار می‌دهد. میزان بخش‌بندی به موضوع مورد نظر بستگی دارد. یعنی وقتی شیء یا

^۱ عمق بیانگر میزان فاصله شیء تا دوربین است.

اشیاء مورد نظر از تصویر جدا شد، بخش‌بندی باید پایان یابد. برای مثال برای بخش‌بندی شیء متحرک از تصاویر هوایی، تنها شناسایی وسایل نقلیه مورد علاقه است. هیچ نیازی به بخش‌بندی اجزائی از تصویر که خارج از مرزهای جاده قرار دارند نیست. روش‌های بخش‌بندی متعددی وجود دارد که می‌توان آنها را به چهار دسته کلی تقسیم کرد [۲۵،۲۶]. در این راستا، الگوریتم‌های بسیاری پیشنهاد شده که با روش‌ها و اهداف متفاوت، بخش‌بندی را پیاده‌سازی کرده‌اند. در ادامه به مرور برخی از این روش‌ها می‌پردازیم.

۱. روش‌های مبتنی بر آستانه‌گذاری^۱

۲. روش‌های مبتنی بر لبه‌یابی^۲

۳. روش‌های مبتنی بر ناحیه^۳

۴. روش‌های مبتنی بر خوشه‌بندی^۴

۲-۲-۱ بخش‌بندی مبتنی بر آستانه‌گذاری

آستانه‌گذاری یکی از روش‌های مهم در حیطه بخش‌بندی تصاویر است. دو هدف اصلی در روش‌های مبتنی بر آستانه‌گذاری وجود دارد. اول، یافتن یک مقدار آستانه برای آستانه‌گذاری دوسطحی که معمولاً کار ساده‌ای است. در این حالت آستانه مناسب بین مرتفع‌ترین دو قله هیستوگرام سطح خاکستری قرار می‌گیرد. دوم، یافتن چند مقدار برای آستانه‌گذاری چندسطحی است. در این حالت یافتن آستانه مناسب کار ساده‌ای نیست. در آستانه‌گذاری چندسطحی، چندین آستانه انتخاب می‌شود و پیکسل‌های تصویر به چند گروه تقسیم می‌شود [۲۷،۲۸]. از توابع مختلفی جهت شناسایی و

^۱ Thresholding

^۲ Edge based segmentation

^۳ Region based segmentation

^۴ Clustering

سنجش آستانه مطلوب استفاده می‌شود. برای مثال دو تابع کاپور و اتسو روش‌هایی هستند که برای آستانه‌گذاری تصاویر بسیار مورد استفاده قرار گرفته‌اند. پایه این دو روش، توزیع هیستوگرام سطح خاکستری و بیشینه کردن آنتروپی است. تصمیم‌گیری برای پیدا کردن آستانه مناسب بر اساس اطلاعات پیکسل هر ناحیه از تصویر صورت می‌گیرد. زمانی که هر ناحیه از تصویر دارای یک توزیع متمرکز شده باشد، یعنی آنتروپی هیستوگرام هر بخش به حداکثر رسیده است [۲۷-۳۴]. روش‌های قدیمی برای آستانه‌گذاری دو سطحی و یا تعداد آستانه‌های کم به خوبی عمل می‌کنند. اما زمانی که تعداد آستانه‌ها زیاد شود، زمان محاسبه مقادیر آستانه به طور نمایی افزایش پیدا می‌کند. در این شرایط برای پیدا کردن بهترین آستانه باید از الگوریتم‌های تکاملی استفاده کرد. مرور منابع نشان می‌دهد که الگوریتم‌های تکاملی مانند الگوریتم جستجو گرانشی^۱ [۲۹]، الگوریتم بهینه‌سازی نهنگ^۲ [۳۰]، بهینه‌سازی ازدحام ذرات^۳ [۳۵،۳۶] و غیره جهت یافتن بهترین آستانه بطور گسترده‌ای مورد استفاده قرار گرفته است.

۲-۲-۲ بخش‌بندی مبتنی بر لبه‌یابی

نواحی مختلف تصویر توسط لبه‌ها از هم جدا می‌شوند، بنابراین یکی از بهترین راه‌های بخش‌بندی تصویر، استخراج لبه‌های تصویر است. در این روش خطوط بسته‌ای از لبه‌ها^۴ را می‌توان پیدا کرد که نشان‌دهنده نواحی یا قطعه‌های تصویر خواهد بود. برای ایجاد خطوط بسته در تصویر باید لبه‌ها با هم ادغام شوند. در ساده‌ترین حالت، محل تغییرات در سطح روشنایی که حداقل شامل چند پیکسل باشد را می‌توان لبه تعریف کرد [۳۸،۳۷]. در صورتی که لبه‌های یک تصویر آشکار شوند مکان تمام اشیاء

^۱ GSA Gravitational Search Algorithm

^۲ The Whale Optimization Algorithm

^۳ PSO Particle swarm optimization

^۴ contour

موجود در تصویر مشخص شده و تمام خواص آنها قابل تشخیص و اندازه‌گیری خواهد بود. لبه یک ویژگی محلی از تصویر نبوده و با ساختار تصویر و نواحی اصلی ارتباط مستقیم دارد [۳۹]. در اغلب پردازش‌های پیش از بخش‌بندی تصویر، لبه‌ها یا از بین می‌روند یا فرم اولیه خود را از دست می‌دهند. با توجه به این نکات می‌توان نتیجه گرفت که ضرورت استفاده از آشکارسازهای مناسب از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است [۳۹].

مرور برخی از الگوریتم‌های آشکارساز لبه

روش‌های شناسایی بصورت کلی به دو دسته جهت‌دار و غیر جهت‌دار تقسیم می‌شوند. در هر دو روش لبه‌یابی با استفاده از فیلتر گذاری انجام خواهد شد. در روش جهت‌دار عمل فیلتر گذاری با استفاده از دو ماسک و در روش غیر جهت‌دار با استفاده از یک ماسک صورت می‌گیرد [۴۰، ۴۱، ۴۲]. برای مثال روش‌هایی مانند روبرت^۱ [۴۴، ۴۳]، سوبل^۲ [۴۵] و پريت^۳ [۴۶] برخی از روش‌های جهت‌دار هستند. تشخیص لبه در روش‌های جهت‌دار با محاسبه گرادیان مکانی تصویر اعمال می‌شوند [۴۲، ۴۶].

از دیگر الگوریتم‌های آشکارساز لبه، الگوریتم قدرتمند کنی^۴ است که بخاطر داشتن قابلیت دنبال کردن لبه‌ها و توانایی حذف نویز به کمک فیلتر گوسی کاربرد زیادی دارد. در این روش ابتدا تصویر با یک فیلتر گوسی هموار شده و گرادیان آن محاسبه می‌شود. در ادامه با جستجو در راستای گرادیان بیشتر، نهایتاً بیشترین مقدار گرادیان انتخاب می‌شود. گرچه این لبه‌یاب قادر به استخراج بیشترین لبه از تصویر است اما باعث خرابی تصویر و تشکیل لبه‌های دوتایی می‌شود [۴۷، ۴۸]. لبه‌یاب‌های مبتنی بر گذر از صفر مانند هیلدرت، پس از هموار ساختن تصویر، نقاط عبور از صفر مشتق دوم تصویر را در

^۱ roberts

^۲ sobel

^۳ prewitt

^۴ canny

حوزه تبدیل لاپلاس، به عنوان لبه در نظر می‌گیرد. این روش در تشخیص لبه‌های ضعیف و لبه‌هایی با اتصالات کم به درستی عمل نمی‌کند [۵۰، ۴۹].

از جمله الگوریتم‌های دیگر لبه‌یاب به آب‌پخشان و اپراتورهای مورفولوژی اشاره کرد که بصورت مستقیم تصویر مستقیم و تک پیکسلی از لبه‌ها ایجاد می‌کند [۱۰، ۵۱]. برای مثال در مرجع [۱۰] از الگوریتم آب‌پخشان^۱ و آستانه‌گذاری جهت بخش‌بندی و شناسایی سلول‌های سرطانی، استفاده شده است. بخش‌بندی و شناسایی سلول سرطانی با استفاده از ترکیب این دو روش، سرعت تجزیه و تحلیل تصویر را بالا برده است. پس از آستانه‌گذاری تصویر، الگوریتم آب‌پخشان با سرعت و دقت بیشتری تومور سرطانی را از پس زمینه شناسایی کرده است. روش‌های مطرح شده از جمله روش‌های سنتی در حیطه لبه‌یابی هستند. لبه‌یاب‌های جدید مثل لبه‌یابی مبتنی بر شبکه عصبی فازی [۵۲، ۵۳، ۵۴]، الگوریتم‌های تکاملی [۵۶] و غیره از این دسته هستند.

۳-۲-۲ بخش‌بندی مبتنی بر ناحیه

موقعیت و رنگ پیکسل‌ها در این نوع الگوریتم، اساس کار بخش‌بندی محسوب می‌شود. به صورت پیش‌فرض در این روش تصویر به گونه‌ای بخش‌بندی می‌شود که تمام پیکسل‌های همسایه که دارای خصوصیات مشترکی هستند در یک ناحیه قرار می‌گیرند. این خصوصیات مشترک در یک ناحیه با پیکسل‌هایی در نواحی دیگر نباید یکی باشد. ناحیه‌بندی موثر یکی از بهترین راه‌ها جهت جداسازی بخش مورد نظر در تصویر است. بطور کلی بخش‌بندی مبتنی بر ناحیه بر اساس دو دسته اصلی رشد ناحیه و تقسیم و ادغام ناحیه صورت می‌گیرد [۲۶].

رشد ناحیه

^۱ Watershed

رشد ناحیه یعنی تعدادی از پیکسل‌ها بر اساس معیارهای از پیش تعریف شده، با پیکسل‌های اطراف خود هم گروه شده و به نواحی بزرگتر تبدیل می‌شوند. ابتدا تعدادی پیکسل به عنوان بذر انتخاب می‌شوند. رشد ناحیه تا جایی ادامه پیدا می‌کند که، پیکسل‌های هم جوار دارای معیارها و مشخصات تعریف شده باشد. این معیارها با توجه به ماهیت مسئله بخش‌بندی تعریف می‌شوند. در صورت نبود اطلاعات از پیش تعریف شده، باید مجموعه یکسانی از خواص در هر ناحیه محاسبه شود. مثلاً شدت روشنایی و یا رنگ. توقف رشد ناحیه زمانی است که پیکسلی برای قرار گرفتن در ناحیه وجود نداشته باشد [۵۷،۵۸،۲۹].

برای مثال در مرجع [۵۹] با استفاده از الگوریتم رشد ناحیه توانسته پارانیشیم ریه را از روی تصاویر CT ریه با دقت بالا بخش‌بندی کند. در این مرجع برای انتخاب بذر اولیه از روش "connected domain labeling method" استفاده شده است.

تقسیم و ادغام ناحیه

در این روش، تصویر به یک مجموعه از نواحی جدا از هم تقسیم می‌شود. نواحی و بخش‌های مورد نظر در تصویر کم‌کم شکل می‌گیرند. بدین صورت که با ادغام مجدد نواحی تفکیک شده شی مورد نظر در تصویر ظاهر می‌شود. معیار انتخاب شده برای بخش‌بندی شی مورد نظر در تصویر با توجه به صورت مسئله ارائه می‌شود. نواحی مجاوری که اجتماع پیکسل‌هایشان دارای یک معیار هستند، ادغام می‌شوند. این کار تا زمانی انجام می‌شود که پیکسل‌های اطراف دیگر شامل معیار تعریف شده نخواهند بود [۶۰،۶۱].

۲-۲-۴ بخش‌بندی مبتنی بر خوشه‌بندی

بخش‌بندی تصویر به کمک خوشه‌بندی، فرآیندی است که به کمک آن، تصویر به مجموعه‌ای از دسته‌های مجزا تقسیم می‌شود. هر دسته یک خوشه نامیده می‌شود. هر خوشه زمانی شکل می‌گیرد

که برخی از اشیاء تصویر که دارای یک ویژگی مشترک هستند، در یک گروه قرار بگیرند. به زبانی دیگر بخش‌بندی تصویر به خوشه‌های معنادار، به طوری که اجزاء هر خوشه ویژگی‌های مشابه در عین حال متفاوت از سایر خوشه‌ها را داشته باشد را بخش‌بندی تصویر بر مبنی خوشه‌بندی می‌گویند. برای مثال می‌توان ویژگی هر خوشه را فاصله پیکسل‌ها و یا اشیاء موجود در تصویر قرار داد. هدف از این کار نسبت دادن برچسب‌هایی به پیکسل‌های یک تصویر است. بطور کلی خوشه‌بندی شامل دو دسته کلاسیک و فازی است. تنها تفاوت این دو نوع در تعلق نمونه‌ها به بیشتر از یک خوشه است. در ادامه برخی از مهمترین الگوریتم‌های خوشه‌بندی را مرور خواهیم کرد [۵۲، ۵۳، ۶۲].

الگوریتم خوشه‌بندی k-میانگین

این الگوریتم ساده‌ترین الگوریتم خوشه‌بندی است. در این مدل، تعداد خوشه‌ها قبل از اجرای الگوریتم توسط کاربر داده می‌شود. ابتدا نقاطی به عنوان مراکز خوشه‌ها تعیین می‌شود. در ادامه هر نمونه داده که به مرکز خوشه‌ها نزدیک باشد، به آن خوشه نسبت داده می‌شود. این الگوریتم تا جایی تکرار می‌شود که دیگر تغییرات چشم‌گیری در خوشه‌بندی رخ نداده باشد و به بهترین جواب رسیده باشد [۶۳، ۶۴]. برای مثال در مرجع [۶۵] با استفاده از خوشه‌بندی k-میانگین، برگ برنج‌های سالم و بیمار بخش‌بندی و شناسایی شده‌اند. این بخش‌بندی بر اساس رنگ تصویر صورت می‌گیرد و نواحی مختلف تصویر با استفاده از رنگ هر قسمت، بخش‌بندی می‌شود. پس از انجام بخش‌بندی نواحی بیمار برگ‌ها کاملاً جدا و قابل تشخیص می‌شود. در ادامه روال بخش‌بندی را بصورت خلاصه ارائه خواهیم کرد.

تصاویر گرفته شده از برگ‌های بیمار به عنوان ورودی به الگوریتم داده می‌شود. برای افزایش سرعت محاسبات و بالا بردن دقت بخش‌بندی رنگ، تصویر از فضای RGB به فضای LAB برده می‌شود. در این فضا، رنگ‌ها در دو کانال a و b و درخشندگی تصویر در کانال L قرار می‌گیرد. در مرحله بعد، رنگ‌ها با استفاده از خوشه‌بندی K-میانگین در فضای a و b طبقه‌بندی می‌شود و بطور همزمان تفاوت رنگ‌ها به کمک فاصله اقلیدسی اندازه‌گرفته می‌شود. سپس پیکسل‌های تصویر

برچسب‌گذاری شده و نهایتاً قسمت‌های حاوی بیماری شناسایی شده و از دیگر بخش‌های تصویر جدا می‌شوند.

الگوریتم خوشه‌بندی طیفی

در این الگوریتم نیز مانند k -میانگین، باید تعداد خوشه‌ها توسط کاربر تعیین شود. در این الگوریتم، خوشه‌ها با توجه به شکل داده‌ها و داده‌های نزدیک و متصل به هم ساخته می‌شوند. بدین صورت که این الگوریتم با استفاده از ساخت یک ماتریس وابستگی^۱، داده‌ها را به گراف تبدیل می‌کند. داده‌های به هم متصل این گراف‌ها، خوشه‌ها را تشکیل می‌دهند. در این گراف‌ها، یال‌هایی که عناصر آنها در یک خوشه هستند، وزن بالایی دارند. و برعکس، یال‌هایی که عناصر آنها در یک خوشه نیستند، وزن کمتری دارند. در ادامه با استفاده از لاپلاسیان گراف، بردارهای ویژگی انتخاب می‌شوند. در آخر با استفاده از الگوریتمی مانند k -میانگین، از میان بردارهای ویژه می‌توان به خوشه‌بندی‌های مورد نظر دست پیدا کرد [۶۷،۶۶].

از مهمترین معایب این دو روش، نیاز به تعیین تعداد خوشه‌ها توسط کاربر است. الگوریتم‌های مختلفی برای رفع این مشکل ارائه شده که از جمله می‌توان به DCPSO، VLIGA، GCUK، MEPSO اشاره کرد. از آنجا که الگوریتم‌های هوش جمعی فضاهای پاسخ را به طور موثر جستجو می‌کند باعث شد از آن زمان به بعد، روش‌های خوشه‌یابی با استفاده از هوش جمعی ارائه شوند. مانند [۶۸،۶۹،۷۰]. که به ترتیب مربوط به خوشه‌یابی با استفاده از PSO، ACO، GA هستند.

الگوریتم خوشه‌بندی فازی

^۱ Affinity matrix

همانطور که ذکر شد، در خوشه‌بندی کلاسیک، داده‌ها تنها در یک خوشه می‌توانند قرار بگیرند. این موضوع در حالتی که میزان تشابه نمونه، به دو خوشه یا بیشتر باشد، چالش برانگیز خواهد بود در صورت استفاده از خوشه‌بندی فازی هر داده با توجه به درصد تعلق به هر خوشه، در خوشه‌ها قرار می‌گیرد. از الگوریتم‌های خوشه‌بندی فازی می‌توان، خوشه بندی c- میانگین، خوشه بندی c- میانگین برای داده های نویزی، خوشه بندی c میانگین با استفاده از نمونه های برچسب گذاری شده، خوشه بندی c میانگین مبتنی بر آنتروپی، الگوریتم مبتنی بر هسته و غیره را نام برد [۵۴،۵۵،۷۱]. در مرجع [۵۵] برای خوشه‌بندی تصاویر با استفاده از الگوریتم FCM^۱ بهبود یافته به نام FRFCM^۲ انجام شده است. این الگوریتم بر اساس مورفولوژی و فیلتر عضویت است. علت استفاده از این الگوریتم حساس بودن FCM معمولی در مقابل نویز تصویر است. در عین حال بسیار سریع‌تر و قوی‌تر از FCM عمل می‌کند. بخش‌بندی تصویر با استفاده از اطلاعات مکانی پیکسل‌ها صورت گرفته است.

در مرجع [۶۸] جهت تشخیص محدوده و اندازه دقیق تومور مغزی از ترکیب الگوریتم K- میانگین و فازی استفاده کرده است. این سیستم عمدتاً چهار ماژول اصلی دارد. ۱- پیش‌پردازش تصویر ۲- بخش‌بندی تصویر ۳- استخراج ویژگی ۴- تحلیل تصویر جهت پیدا کردن تومور.

پیش‌پردازش با فیلترهای مختلف انجام می‌شود. بخش بندی تصویر با استفاده از دو الگوریتم پایه بر اساس ویژگی‌های پیکسل‌های تصویر صورت می‌گیرد. بخش بندی تصویر به نحوی انجام می‌شود که تمامی بافت‌ها بصورت جدا بخش بندی شوند. استخراج ویژگی با استفاده از آستانه گذاری تصویر انجام می‌شود و در نهایت شناسایی تومور با لبه‌یابی صورت خواهد گرفت.

^۱ Fuzzy c-means clustering

^۲ Fast and robust fuzzy c-means clustering

۲-۳ بخش بندی تصاویر ریه

پیش تر در رابطه با اهمیت بخش بندی تصاویر ریوی توضیحات مفصلی ارائه شده است. در این بخش برخی از روش های بخش بندی تصاویر ریه جهت شناسایی دو نوع از خطرناکترین نوع بیماری های ریوی به نام های سرطان ریه و بیماری های بینابینی ریه را مرور خواهیم کرد.

۲-۳-۱ بخش بندی و شناسایی سرطان ریه

از جمله خطرناک ترین بیماری های ریوی، سرطان ریه است. روش های مختلفی جهت شناسایی خودکار سرطان ریه ارائه شده است که در ادامه به معرفی بارزترین این روش ها خواهیم پرداخت. سلول های سرطانی در مراحل اولیه، رشد غیر طبیعی دارند (یا بسیار کوچک یا بسیار شبیه به بافت یا رگ) که گاهی تشخیص آنها غیر ممکن می شود. انواع مختلفی از سرطان ریه وجود دارد که بصورت کلی به دو دسته سه تایی، یعنی شش نوع متفاوت تقسیم می شوند [۷۲،۱۶،۷۳]. این تنوع و رشد غیر طبیعی سلول های سرطانی، شناسایی آنها را به صورت سنتی و دستی با خطای زیادی مواجه می کند. بنابراین برای تشخیص سرطان ریه باید از روش های ^۱CAD کمک گرفت [۷۵،۷۴]. در تمامی الگوریتم های هوشمند، جهت شناسایی و تشخیص در تصویر، سه مرحله اساسی و جامع بیان شده است.

۱- مرحله پیش پردازش

پیش پردازش در تصاویر پزشکی بدان هدف صورت می گیرد که برای رفتن به مرحله تفسیر، کاملاً با کیفیت و بدون نویز باشد. این کار به استخراج ویژگی های تصویر کمک شایانی می کند [۷۶،۷۷]. در

^۱ CAD Compuret Aided Dianosis

این شرایط بهتر است از فیلترهایی استفاده شود که حذف نویز را همراه با بهبود کیفیت تصویر انجام دهد. مانند فیلترهای افقی و آنالیز هیستوگرام [۷۸].

۲- استخراج ویژگی

همانطور که قبلاً ذکر شد تصاویر گرفته شده از ریه، اطلاعات زیادی را در اختیار ما قرار می‌دهند. ویژگی‌های موجود در این تصاویر گاهی تکراری و غیر مرتبط با هدف ما هستند. این مشخصه‌ها نه تنها کمکی به روند اجرای الگوریتم ندارند، بلکه زمان آموزش الگوریتم را افزایش می‌دهند و اثرات منفی برای روند کار تشخیص خواهند داشت. مخصوصاً زمانی که حجم پایگاه داده بسیار بزرگ است [۷۹]. استخراج ویژگی فرآیندی است که در آن داده‌ها از فضایی با بعد بالا به فضایی با بعد کمتر نگاشت می‌شوند. این نگاشت می‌تواند مانند روش‌های تحلیل مؤلفه‌های اصلی، خطی یا غیر خطی باشد. تمام داده‌های انتخاب شده در برداری به نام بردار ویژگی‌ها قرار می‌گیرد [۸۰، ۲۳، ۲۲].

۳- استفاده از الگوریتم شناسایی سرطان

بردار ویژگی استخراج شده توسط الگوریتم‌های تشخیص سرطان (الگوریتم‌های کلاسه‌بند) کلاس‌بندی یا طبقه‌بندی می‌شوند.

در ادامه به معرفی برخی از مهم‌ترین الگوریتم‌های تشخیص سرطان و پیرامون آن‌ها خواهیم پرداخت.

الگوریتم‌های ژنتیک

این نوع الگوریتم‌های تکاملی الهام گرفته از سیر تکاملی طبیعت هستند. از پرکاربردترین الگوریتم‌های تکاملی در تشخیص سرطان، الگوریتم ژنتیک (GA) را می‌توان نام برد. هدف این الگوریتم تولید یک راه‌حل برای مسئله به صورت بهینه است. این الگوریتم مبتنی بر تکرار است و اصول اولیه آن از علم ژنتیک اقتباس شده است. براساس این الگوریتم که قانون تکامل و حیات داروین را بیان می‌کند، ژن‌های ضعیف از بین خواهند رفت و تنها ژن‌های قوی باقی خواهند ماند. این الگوریتم به عنوان یک

الگوریتم محاسباتی بهینه‌ساز، در هر تکرار محاسباتی، مجموعه‌ای از نقاط در فضای جواب را به صورت مؤثر جستجو می‌کند. به همین دلیل، یکی از روش‌های پرکاربرد در حل مسائل غیرخطی در فضای پیچیده است. الگوریتم ژنتیک هزینه محاسباتی را در حل مسئله کاهش می‌دهد [۸۱، ۷۵].

در مرجع [۸۲]، الگوریتم ژنتیک را با الگوریتم فازی (FCM) ترکیب کرده‌اند. دقت این مقاله در تشخیص سلول‌های سرطانی ۹۷/۵٪ بوده است.

در مرجع [۸۳]، یک الگوریتم ژنتیک بهبودیافته برای انتخاب بهترین ژن، جهت تشخیص سرطان ارائه شده است. در ادامه الگوریتم ژنتیک، از تکنولوژی میکروآرای به منظور انتخاب حداقل ژن‌های قابل قبول استفاده شده است. در طبقه‌بندی سرطان ریه از الگوریتم SVM استفاده شده است.

در مرجع [۸۴]، با استفاده از الگوریتم ژنتیک، ندول‌های خوش‌خیم و بدخیم را از هم تفکیک کرده است. برای تمایز بین توده‌ها از شاخص‌های فیلوژنتیکی مثل آنتروپی درجه دوم شدید، آنتروپی درجه دوم گسترده، ویژگی‌های کلیدی تاکسونومی و غیره استفاده کرده است. در مرحله بعد جهت انتخاب بهترین مدل از الگوریتم ژنتیک استفاده شده است. این الگوریتم با استفاده از ویژگی‌های بافتی ندول‌ها به صحت ۹۲/۵٪ و حساسیت ۹۳/۱٪ رسیده است.

در مرجع [۸۵]، جهت بخش‌بندی تصاویر سی‌تی اسکن از الگوریتم ژنتیک استفاده کرده است. کار این الگوریتم نمایش اطلاعات آموخته شده از قبیل اشکال شناخته شده، ویژگی‌های نواحی، موقعیت نسبی اشیا و غیره هستند. ارائه یک چهارچوب کلی با تمام ویژگی‌ها از تصویر ریه، شناسایی هر نوع بیماری ریوی را ساده‌تر کرده است.

شبکه‌های عصبی

شبکه عصبی برای پردازش اطلاعات، الهام گرفته از سیستم‌های بیولوژیکی مغز موجودات هوشمند است. کاربردهای این شبکه‌ها در زمینه‌های مختلف از قبیل کلاسه‌بندی دادگان، تشخیص و شناسایی

الگو از طریق فرآیند یادگیری است. از جمله مهم‌ترین خصوصیت شبکه‌های عصبی، قدرت یادگیری فوق‌العاده آن‌ها و حساسیت کمتر آن‌ها نسبت به نویز است. به همین دلیل در تشخیص‌های پزشکی و مواردی از جمله سرطان، تاثیر بسزایی داشته است.

در ادامه برخی از این تحقیقات را بررسی خواهیم کرد.

در مرجع [۸۶]، از شبکه‌های عصبی با الگوریتم آموزشی پس‌انتشار خطا استفاده شده است. در این مقاله یک روش طبقه‌بندی (کلاسه‌بند) به کمک کامپیوتر در تصاویر سی‌تی اسکن ریه با استفاده از شبکه عصبی مصنوعی با الگوریتم آموزشی پس‌انتشار خطا ارائه شده است. در این روش، تمامی اجزای ریه بخش‌بندی شده و تمامی پارامترها محاسبه می‌شود. برای طبقه‌بندی از پارامترهایی مانند انحراف معیار، چولگی استفاده شده است. این روش در نهایت با دقت ۹۳٪ در مقایسه با روش‌های دیگر نتیجه بهتری داشته است.

در مرجع [۸۷]، از شبکه‌های عصبی برای طبقه‌بندی سرطان ریه استفاده شده است. ویژگی‌های استفاده شده در این روش، ویژگی‌های آماری، انحراف معیار و واریانس بوده است.

در مرجع [۸۸]، یک سیستم تشخیص کامپیوتری جهت جداسازی ندول‌های خوش‌خیم و بدخیم طراحی شده است. روش پیشنهادی از تبدیل موجک (استخراج ویژگی) و شبکه عصبی مصنوعی BPN (طبقه‌بندی دادگان) است. پارامترهای مورد استفاده در این مقاله آنتروپی و کنتراست تصویر است. نتیجه‌ای که بعد از اعمال تبدیل موجک به بدست می‌آید به عنوان ورودی به شبکه عصبی داده می‌شود. این روش دقت بالاتری در مقایسه با شبکه عصبی روبه‌جلو داشته است. دقت تحقیق ۹۲٫۶٪ و حساسیت ۹۱٫۲٪ و میانگین مربع خطای ۰/۹۷۸ را در نهایت داشته است.

یادگیری عمیق

این نوع یادگیری در سال ۱۹۸۰ ارائه و بسیار مورد توجه قرار گرفت. در این نوع یادگیری، یک مدل کامپیوتری می‌آموزد که عمل طبقه‌بندی را از بستر تصویر، متن یا صدا با دقت بالا انجام دهد. اصطلاح عمیق به تعداد لایه‌های پنهان در شبکه عصبی اشاره دارد. این مدل شبکه‌ها می‌توانند تا ۱۵۰ برابر یک شبکه عصبی سنتی، لایه پنهان داشته باشند. از مهمترین آنها می‌توان، شبکه‌های عصبی کانولوشن^۱ را نام برد. این شبکه‌ها با استخراج ویژگی بصورت مستقیم و خودکار از تصاویر کار می‌کنند. یادگیری کانولوشن برای شناسایی ویژگی‌های مختلف تصویر از ده‌ها یا صدها لایه پنهان استفاده می‌کند. هر لایه، پیچیدگی ویژگی‌های یادگرفته از تصویر را افزایش می‌دهد. بدین ترتیب لایه‌ها یاد می‌گیرند که چگونه، همان شی مد نظر ما را شناسایی کنند [۹،۹۰،۹۱].

در مقاله [۸۹] با استفاده از پایگاه داده‌ای از سرطان ریه که توسط موسسه ملی سرطان (NCI) در اختیارشان قرار گرفته توانسته‌اند شبکه عصبی عمیق خود را به نحوی آموزش دهند که تمام تومورها اعم از خوش‌خیم و بدخیم را با دقت ۷۵٪ شناسایی کند.

در مرجع [۹۰]، شبکه عصبی کانولوشن به نحوی طراحی شده تا علاوه بر بافت‌های غیر عادی، دو نوع از خطرناک‌ترین سرطان‌های ریه را شناسایی کند. در این تحقیق علاوه بر تشخیص دقیق بافت نرمال و غیر نرمال، دو نوع سرطان LUAD و LUSC را با دقت بالا شناسایی می‌کند. تشخیص این دو نوع سرطان، برای با تجربه‌ترین پاتولوژیست‌ها نیز کار دشواری است.

در مرجع [۹۱] از یادگیری عمیق جهت بخش‌بندی تصاویر ریه استفاده شده است. بخش‌بندی استخوان‌ها، ضایعات مشکوک و بافت‌های نامتعارف در این تحقیق مورد بررسی بوده است. آموزش شبکه با استفاده از پایگاه داده JSRT انجام گرفته است.

^۱CNN

۲-۳-۲ بخش بندی و شناسایی بافت بینابینی ریه

بیماری‌های بینابینی ریه یا بیماری‌های بافتی (ILD)، گروه پیچیده‌ای از تعداد بسیاری بیماری ریوی هستند. تشخیص این نوع بیماری‌ها برای هر پزشک متخصصی، کار دشوار و چالش برانگیزی است. این نوع بیماری که شامل ۲۰۰ مدل است، عموماً باعث زخم‌شدن، التهاب و از بین رفتن بافت‌های ریوی می‌شوند. از جمله علائم این نوع بیماری تنگی نفس، اختلال در جذب اکسیژن، عروق خونی آسیب دیده، سرفه‌های خشک، بزرگی ناخن و لب و پوست آبی است. نکته مورد توجه این است که در صورت بروز این بیماری راه درمانی نخواهد بود و تنها می‌توان روند پیشرفت را کمی کندتر کرد. به همین دلیل تصویر برداری و تحلیل تصاویر ریه و استفاده از روش‌های هوشمند جهت تشخیص سریع بیماری مورد توجه قرار گرفته است. نکته مهم در تصویر برداری ریه جهت تشخیص بیماری‌های بافتی، کیفیت تصویربرداری است [۹۴،۹۲،۹۳].

برای تشخیص این نوع بیماری‌های لاعلاج در مرجع [۹۴] یک روش جدید بر اساس یادگیری عمیق ارائه شده است. در این تحقیق انواع بیماری‌های ILD در تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه طبقه‌بندی می‌شود. این روش از کل اطلاعات تصویر بصورت یکجا به عنوان ورودی استفاده می‌کند.

در مرجع [۹۵] با ارائه روشی ساده و مقرون به صرفه توانسته‌اند چهار طبقه‌بندی برای بافت‌های سالم و آسیب دیده ایجاد کنند. با استفاده از طبقه‌بندی از ماشین‌بردار پشتیبان SVM و کرنل RBF و یک پایگاه داده برچسب‌گذاری شده، توانسته به دقت ۸۰٪ برسند.

در مرجع [۹۶] برای استخراج مشخصه‌های بافت ریه، یک روش ترکیبی از ویژگی‌های آماری و فرکتال‌ها ارائه کرده است. این روش بر روی پایگاه داده‌ای از تصاویر HRCT ریه اعمال شده است. در روش ارائه شده ابتدا برای هر ROI به ابعاد ۳۱×۳۱، ۲۲ ویژگی بافتی محاسبه می‌شود و سپس کلاسی‌فایر بیز برای بازشناسایی ۱۶ الگوی مختلف از بافت ریه اعمال می‌گردد.

در مرجع [۹۷] روشی را جهت تفکیک بافت‌های سالم و ناهنجار ریه از روی تصاویر HRCT ارائه کرده‌اند. در این روش یک بانک فیلتری چند مقایسه برای توصیف بافت ریه و کلاسی‌فایرهای متعدد برای آموزش به سیستم ارائه شده است.

۲-۴ بخش‌بندی تصاویر با استفاده از یادگیری تقویتی

یادگیری تقویتی، یادگیری قوی و بدون ناظر بر مبنای تعامل با محیط است. این یادگیری با استفاده از سیگنال تقویتی قادر به آموزش عامل در محیط‌های پیچیده، غیرقطعی و تصادفی است. یادگیری تقویتی به مسئله‌هایی می‌پردازد که در آن یک عامل^۱ مستقل، حالت‌هایی را درک کرده و مطابق با آن ادراک، اعمال بهینه‌ای را برای رسیدن به اهدافش انجام می‌دهد [۹۹،۷۷،۷]. این مسئله‌ی یادگیری، بسیار جامع است و شامل یادگیری کنترل ربات‌های متحرک، یادگیری بهینه‌سازی کارخانه‌ها و ... می‌شود. هرگاه که عامل عملی^۲ را در محیط^۳ انجام می‌دهد یک معلم متناسب با حالت و عمل انجام شده به وی پاداش^۴ می‌دهد و یا وی را تنبیه^۵ می‌کند. کار عامل، یادگیری از طریق این پاداش‌ها (که گاهی تاخیر نیز دارد) است تا در اعمال بعدی بیشترین میزان تابع تجمعی پاداش را در نظر بگیرد. به شیوه رفتار عامل در طول زمان سیاست^۶ گویند. یعنی سیاست مشخص می‌کند که در هر حالت کدام عمل بهتر است [۲۲،۱۹].

برای نمونه می‌توان به مرجع [۷۸] اشاره کرد. این مقاله رابطه با بخش‌بندی تصاویر اسکن شده از روی نقشه‌های فرش است. این کار بدین منظور صورت گرفت که بتوان کاهش رنگ را روی نقشه‌های فرش به صورت خودکار پیاده‌سازی کرد. روال کار بدین صورت است که با استفاده از خطوط نقشه

^۱ Agent

^۲ Action

^۳ Environment

^۴ Reward

^۵ Punishment

^۶ Policy

فرش، بخش‌بندی را انجام می‌دهد. رنگ درون هر بخش به یک پیکسل نگاشت داده می‌شود و با استفاده از یادگیری تقویتی کاهش رنگ صورت می‌گیرد. در این مقاله در بخش توسط خطوط باریک و ضخیم مشخص شده. سپس با پیمایش پیکسل‌های تصویر می‌توان خطوط راست افقی و عمودی را پیدا کرد و از اتلاق این خطوط یک بخش تصویر را شناسایی کرد.

۵-۲ جمع‌بندی

هدف این فصل مروری بر تحقیقات پیشین، جهت شناخت روش‌های مختلف بخش‌بندی تصویر و آشنایی با یادگیری تقویتی بوده است. در این فصل علاوه بر معرفی روش‌های بخش‌بندی، روش‌های موثر جهت بخش‌بندی تصاویر ریه را نیز بررسی کردیم. در ادامه برای درک بهتر از تاثیر عمل بخش‌بندی در تصاویر ریه، به معرفی و شناسایی خودکار چهار نوع از خطرناک‌ترین بیماری‌های ریوی پرداختیم. در این قسمت، تاثیر بخش‌بندی‌های متفاوت را در شناسایی خودکار این بیماری‌های خطرناک بررسی کردیم.

فصل ۳ : روش پیشنهادی

۳-۱ مقدمه

در این بخش روشی کارا به منظور بخش‌بندی تصاویر ریه ارائه می‌شود. در فصل‌های پیش به تعریف مسئله پرداخته شد و در ادامه الگوریتم‌های مختلف بخش‌بندی تصویر بررسی شدند. در این فصل الگوریتم پیشنهادی بخش‌بندی تصویر ارائه می‌شود.

از این رو الگوریتم بخش‌بندی در بخش ۳-۲ ارائه می‌شود. در بخش ۳-۲-۱ بخش‌بندی اولیه به کمک یادگیری تقویتی ارائه می‌شود. در بخش‌بندی اولیه، توضیحات مختصری از مفاهیم یادگیری تقویتی، تعریف معیار پاداش و ضرر مناسب جهت بخش‌بندی و شیوه اعمال الگوریتم ارائه می‌شود. در ادامه در بخش ۳-۲-۲ نواحی تصویر با استفاده از مرز هر ناحیه مشخص خواهند شد. در بخش ۳-۲-۳ شدت روشنایی هر ناحیه با بهترین روش انتخاب خواهد شد. سپس در بخش ۳-۲-۴ پالت نهایی تهیه می‌شود و شدت روشنایی پالت به شدت روشنایی پیکسل‌های تصویر نگاشت می‌شود که در این بخش کاملاً به آن پرداخته خواهد شد. نهایتاً در بخش ۳-۲-۵ جهت خوشه‌بندی اجزا ریه و بخش‌بندی نهایی تصویر از روش C-میانگین استفاده خواهد شد.

۳-۲ روش پیشنهادی

در این بخش، روش پیشنهادی با توجه به شرایط مساله طراحی شده است و با دقت بالا سعی دارد، نواحی مختلف تصاویر ریه را بخش‌بندی نماید تا اجزا، با دقت خوبی بخش‌بندی شوند و امکان تشخیص بیماری‌های ریوی افزایش یابد. مشکل اساسی در بخش‌بندی تصاویر ریه، وجود فراوانی زیاد در شدت‌های روشنایی است. اجزاء در تصاویر سی‌تی اسکن، طیف گسترده‌ای از شدت‌های روشنایی بین ۰ تا ۲۵۵ وجود دارند. طیف‌های روشنایی شامل موارد زیر است:

۱- نسج نرم (تمام بافت نرم، عروق خونی، عضله، عصب و غیره)

۲- استخوان مدولاری (استخوان همراه با چربی)

۳- استخوان کرتیکال (کاملاً سفید)

۴- رسوب کلسیوم

۵- انواع فلزها (از همه سفیدتر هستند)

۶- چربی

۷- هوا (تیره ترین طیف تصویر)

نسج نرم از بافت‌های متفاوتی تشکیل شده است. اما افتراق بین انواع مختلف نسج نرم در مجموعه عکس‌های سی‌تی‌اسکن ریه، به علت نزدیکی سطوح روشنایی (از لحاظ چشمی)، دشوار است. اما با این حال، روش پیشنهادی برخی از بافت‌های نسج نرم را از هم تفکیک می‌کند. این تفکیک‌پذیری از نقاط قوت روش پیشنهادی است.

روش پیشنهادی شامل پنج مرحله است:

۱- بخش‌بندی اولیه با استفاده از یادگیری تقویتی است. این مرحله موجب هموارسازی تصویر می‌شود و به استخراج صحیح نواحی مرزی کمک می‌کند.

۲- تمام نواحی مرزی تصویر تعیین می‌شوند. در این مرحله ابتدا به کمک فیلتر Canny مرزهای تصویر مشخص و به همراه نواحی حوالی آن‌ها در تصویر اصلی نمایان می‌شوند. سپس درون هر مرز بسته یک ناحیه مجزا در نظر گرفته می‌شود.

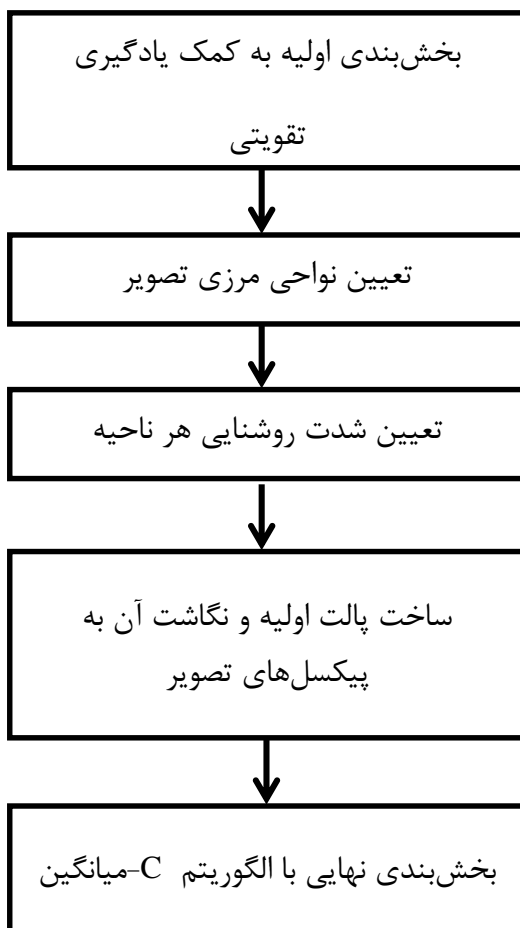
۳- با توجه به میانگین شدت روشنایی‌های موجود در هر ناحیه، شدت روشنایی آن ناحیه مشخص می‌شود.

۴- پالت شدت روشنایی، با توجه به شدت روشنایی نواحی تعیین شده، ایجاد می‌شود و رنگ هر پیکسل داخل ناحیه با یکی از رنگ‌های پالت جایگزین می‌شود.

۵- بخش بندی نهایی با روش C-میانگین انجام می شود.

روندنمای بخش بندی تصاویر ریه در شکل ۳-۱ نشان داده شده است. در ادامه به شرح جزئیات هر

یک از این مراحل می پردازیم.



شکل ۳-۱. روند نمایی الگوریتم پیشنهادی

۳-۲-۱ بخش بندی اولیه به کمک یادگیری تقویت شده

در این بخش روشی کارا به منظور بخش بندی اولیه تصاویر ریه ارائه می شود. از آنجا که روش پیشنهادی، بر مبنای یادگیری تقویت شده است، ابتدا توضیحاتی بر مبنای یادگیری تقویتی مطرح می شود و سپس در ادامه روش پیشنهادی ارائه می شود.

۳-۲-۱ مفاهیم یادگیری تقویتی

برای درک بهتر از تعریف یادگیری تقویتی، ابتدا باید با چند اصطلاح پر کاربرد در این روش و معانی دقیق آنها آشنایی پیدا کنیم.

عامل : به هر چیزی که بتواند نسبت محیطی که در آن قرار گرفته، درک مناسبی داشته باشد.
عامل با توجه به قدرت یادگیری خود، باید توانایی انجام عکس‌العملی را در محیط داشته باشد.

حالت: به وضعیت عامل در هر لحظه حالت گفته می‌شود پس برای اینکه وضعیت عامل در هر لحظه مشخص باشد باید تمام حالت‌های ممکن در یک مسئله، مشخص شوند. در این تحقیق هر پیکسل از تصویر، به عنوان حالت در نظر گرفته می‌شود. در این صورت به تعداد حاصل ضرب تمام پیکسل‌های افقی و عمودی، حالت وجود دارد.

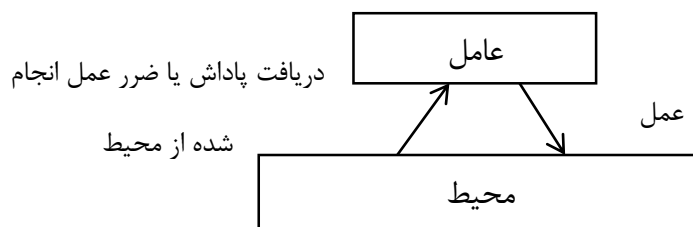
عمل: آنچه وضعیت عامل را تغییر می‌دهد، عمل است. با توجه به تعریف حالت، ۹ عمل برای هر حالت وجود دارد.

پاداش و ضرر: با انجام هر عمل وضعیت عامل تغییر می‌کند. این یعنی هر تغییر، پاداش یا ضرری به همراه دارد. با توجه به پاداش یا جریمه‌ای که عامل از هر عمل توسط محیط دریافت می‌کند، امکان یادگیری یک سیاست داده محور بوجود می‌آید.

محیط مارکوف^۱: وضعیت عامل در حرکت بعدی، به وضعیت عامل در همان لحظه مرتبط است و به وضعیت عامل در مراحل قبل ارتباط ندارد. با ارائه مدل دینامیکی سامانه برای محیط مارکوف، امکان حل مسئله در قالب مسئله MDP وجود دارد [۷،۷۷].

^۱ Markov Decision Processes

یادگیری تقویتی، یادگیری قوی و بدون ناظر بر مبنای تعامل با محیط است. این یادگیری با استفاده از سیگنال تقویتی قادر به آموزش عامل در محیط‌های پیچیده، غیرقطعی و تصادفی است. یادگیری تقویتی به مسئله‌هایی می‌پردازد که در آن یک عامل مستقل حالت‌هایی را درک کرده و مطابق با آن ادراک، اعمال بهینه‌ای را برای رسیدن به اهدافش انجام می‌دهد [۷، ۹۹، ۷۷]. این مسئله‌ی یادگیری، بسیار جامع است و شامل یادگیری کنترل ربات‌های متحرک، یادگیری رانندگی پیشرفته، یادگیری و راه اندازی آزمایشگاه روانشناسی و غیره می‌شود [۱۰۰، ۹۸، ۹۹]. هرگاه که عامل عملی را در محیط انجام می‌دهد یک معلم متناسب با حالت و عمل انجام شده به وی پاداش می‌دهد و یا وی را تنبیه می‌کند. کار عامل، یادگیری از طریق این پاداش‌ها است تا در اعمال بعدی بیشترین میزان تابع تجمعی پاداش را در نظر بگیرد. به شیوه رفتار عامل در طول زمان سیاست گویند. یعنی سیاست مشخص می‌کند که در هر حالت کدام عمل بهتر است [۱۰۳-۹۸]. در شکل ۳-۲ تعامل بین عامل و محیط در یادگیری تقویتی نشان داده شده.



شکل ۳-۲. تعامل بین عامل و محیط

۳-۲-۱-۲-۳ بخش‌بندی اولیه

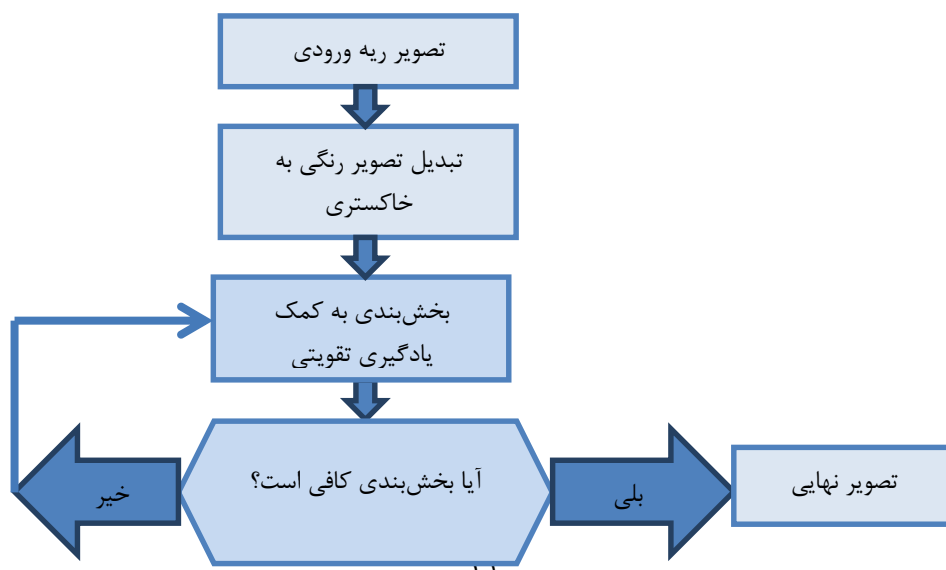
در این مرحله ابتدا به کمک یادگیری تقویتی، بخش‌بندی اولیه انجام می‌شود تا بخش‌بندی نهایی تصویر در مراحل بعدی راحت‌تر انجام شود. در این مرحله از یافتن بهترین پالت بدون دانستن تعداد رنگ‌ها استفاده می‌شود. تاکنون الگوریتم‌های اندکی برای بخش‌بندی تصاویر ربه ارائه شده‌اند. این الگوریتم‌ها دقت مناسبی ندارند و می‌توان دقت آن‌ها را افزایش داد. در برخی از این الگوریتم‌ها

مرحله‌ی بخش‌بندی با نظارت و دخالت کاربر انجام می‌پذیرد و نیاز به صرف وقت و هزینه است که با روش ارائه شده در این تحقیق سعی در رفع این مشکل شده است. البته در سال‌های اخیر برخی از الگوریتم‌ها، نظیر C-میانگین و شبکه‌های عصبی به منظور کاهش رنگ و بخش‌بندی تصاویر مختلف ارائه شده‌اند [۷۷،۱۰۱،۱۰۲] که برای بخش‌بندی تصاویر دقت بالاتری در مقایسه با بقیه روش‌ها داشته‌اند. البته رسیدن به دقت مناسب در این روش‌ها مستلزم، تعیین تعداد رنگ‌های نهایی و همچنین تعیین مراکز اولیه خوشه‌ها است. روش پیشنهادی در این بخش، با توجه به کاربرد ارائه شده است و با دقت بالا سعی دارد تعداد خوشه‌های اولیه را به صورت کاملاً خودکار کاهش دهد و بخش‌بندی اولیه روی پیکسل‌های مشابه انجام دهد تا نقص روش‌های قبلی مرتفع شود.

در واقع اگر ابتدا با این روش، بخش‌بندی اولیه انجام شود و تعداد خوشه‌ها کاهش پیدا کنند، با اعمال هر یک از روش‌های خوشه‌یابی به مراتب دقت بالاتری خواهیم داشت. هدف از ارائه‌ی این روش، کاهش تعداد خوشه‌های اولیه با دقت بالا است. در واقع این الگوریتم مرحله‌ای از بخش‌بندی تصویر بشمار می‌رود. بدون این مرحله نیز بخش‌بندی تصویر میسر است. اما دقت تحقیق به دلیل اضافه کردن این بخش افزایش چشم‌گیری داشته است.

مراحل بخش‌بندی به کمک یادگیری تقویت شده در دیاگرام بلوکی شکل ۳-۳ بصورت خلاصه

نشان داده شده است.



شکل ۳-۳. مراحل بخش‌بندی به کمک یادگیری تقویتی

۳-۲-۱-۳ تعریف معیار پاداش و ضرر

همانطور که ذکر شد، در الگوریتم‌های مبتنی بر یادگیری تقویت شده نیاز به ارائه میزان پاداش یا ضرر به ازای هر عمل است. تصویر سی‌تی اسکن ریه، تصویری با فرمت RGB است و سه مؤلفه رنگ برای هر تصویر وجود دارد. اما با تغییر این تصاویر از حالت رنگی به تصویر سیاه و سفید (تصویر با شدت روشنایی خاکستری) تغییر قابل توجه‌ای برای تصویر ریه رخ نمی‌دهد. از این رو در این قسمت، بخش‌بندی اولیه به کمک یادگیری تقویتی روی تصویر سیاه و سفید اعمال می‌شود.

پیش از آنکه به روش یادگیری تقویت‌شده برای بخش‌بندی اولیه تصاویر ریه پرداخته شود، فرض این نکته لازم به نظر می‌رسد که شدت روشنایی هر پیکسل با تعدادی از پیکسل‌های همسایه‌ی آن یکی است.

با توجه به نکته‌ی بالا به تعریف مسئله‌ی بخش‌بندی اولیه در قالب یادگیری تقویت شده می‌پردازیم. بدین منظور باید مدلی برای مسئله ارائه شود. سپس ابتدا به ارائه حالت و عمل پرداخته می‌شود و سپس مدل محیط ارائه می‌شود [۷۷].

حالت: هر یک از پیکسل‌های تصویر را یک حالت در نظر می‌گیریم. پس داریم:

تعداد حالت‌ها = تعداد پیکسل‌های افقی \times تعداد پیکسل‌های عمودی

عمل: ۹ عمل به‌ازای هر حالت قابل انجام هستند: شمال (N)، جنوب (S)، شرق (E)، غرب (W)،

شمال غرب (NW)، شمال شرق (NE)، جنوب غرب (SW)، جنوب شرق (SE) و عدم انجام عمل (NA).

از آنجا که این محیط، محیطی مارکوف است نیاز به ارائه مدل محیط است [۷۶، ۶]. از این رو مدل

محیط به صورت رابطه (۳-۱) تعریف می‌شود. در ارائه مدل محیط احتمال رفتن به خانه‌ی متناسب با

عمل انجام شده ۱۰۰٪ در نظر گرفته می‌شود. بدین معنی که اگر در خانه‌ی (x,y) عمل شمال انجام گرفت با احتمال ۱۰۰٪ خانه‌ی بعدی (x,y+1) است.

$$\begin{aligned}
 P_r(S_{t+1} = S_{x+1,y} | S_t = S_{x,y}, E) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_E \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, E) &= 1 \quad \forall S_t \in S_E \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x-1,y} | S_t = S_{x,y}, W) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_W \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, W) &= 1 \quad \forall S_t \in S_W \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y+1} | S_t = S_{x,y}, N) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_N \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, N) &= 1 \quad \forall S_t \in S_N \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y-1} | S_t = S_{x,y}, S) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_S \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, S) &= 1 \quad \forall S_t \in S_S \\
 & \hspace{20em} (۱-۳) \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x+1,y+1} | S_t = S_{x,y}, NE) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_E - S_N \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, NE) &= 1 \quad \forall S_t \in S_E + S_N \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x+1,y-1} | S_t = S_{x,y}, SE) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_E - S_S \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, SE) &= 1 \quad \forall S_t \in S_E + S_S \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x-1,y+1} | S_t = S_{x,y}, NW) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_W - S_N \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, NW) &= 1 \quad \forall S_t \in S_W + S_N \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x-1,y-1} | S_t = S_{x,y}, SW) &= 1 \quad \forall S_t \in S - S_W - S_S \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, SW) &= 1 \quad \forall S_t \in S_S + S_W \\
 P_r(S_{t+1} = S_{x,y} | S_t = S_{x,y}, NA) &= 1 \quad \forall S_t \in S
 \end{aligned}$$

در رابطه‌ی (۱-۳) S_W آخرین ردیف پیکسل‌های سمت چپ در تصویر، S_E آخرین ردیف پیکسل‌های سمت راست در تصویر، S_N بالاترین ردیف پیکسل‌های تصویر و S_S پایین‌ترین ردیف پیکسل‌های تصویر هستند.

پس از ارائه حالت و عمل، نیاز به مشخص نمودن پاداش یا ضرر به ازای هر عمل است. اگر عمل انتخابی موجب گردید که حالتی خارج از فضای حالت‌های تعریف شده حاصل شود، داریم:

$$S_{t+1} = S_t \text{ and } R_{SS'}^a = -3 \quad (2-3)$$

در غیر این صورت، پاداش یا ضرر بر مبنای معیار زیر تعریف می‌شود:

در این معیار به ازای هر عمل، اختلاف میزان شدت روشنایی بین حالت فعلی و حالت بعدی مقایسه می‌شود و بر مبنای آن میزان ضرر یا پاداش معین می‌شود. این اختلاف مطابق با رابطه‌ی (۳-۳) تعریف می‌شود.

$$Dif.color = \text{شدت روشنایی حالت فعلی} - \text{شدت روشنایی حالت بعدی} \quad (3-3)$$

در رابطه‌ی بالا $Dif.color$ اختلاف میزان شدت روشنایی بین حالت فعلی و حالت بعدی، در شدت روشنایی پیکسل‌ها، به‌ازای هر عمل است. از آنجا که هر پیکسل در تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه، شدت روشنایی معادل با یکی از پیکسل‌های همسایه‌ی خود دارد، باید معیار پاداش یا ضرر به گونه‌ای باشد که هر پیکسل تصویر، تمایل به هم‌رنگ شدن با یکی از پیکسل‌های اطراف خود را داشته باشد.

این معیار به گونه‌ای تعریف می‌شود که اگر به‌ازای هر عمل تفاوت شدت روشنایی بین حالت فعلی و حالت بعدی بیش از ۱۰ باشد، ضرر زیادی به این عمل تعلق گیرد و اگر تفاوت شدت روشنایی کمتر از ۱۰ بود به این عمل پاداش تعلق بگیرد. عدد ۱۰ بر اساس مشاهده‌ی نتایج تغییر آستانه بر روی تصاویر ریه مختلف بدست آمده است. البته هر چه این تفاوت کمتر باشد، مقدار پاداش بصورت خطی افزایش می‌یابد. عدد ۱۰ در تفاوت شدت روشنایی، مقدار آستانه‌ی اولیه تفاوت است. این معیار بصورت رابطه‌ی (۴-۳) تعریف می‌شود.

$$\begin{aligned} & \text{if } Dif.color > 10 \text{ or } Dif.color < -10 \Rightarrow \\ & R_{SS'}^a = E(r_{t+1} | S_t = S, S_{t+1} = S', a_t = a) = -500 \quad \forall S_t \in S \end{aligned} \quad (4-3)$$

if $-10 \leq Dif.color \leq 10 \Rightarrow$

$$R_{SS}^a = E(r_{t+1} | S_t = S, S_{t+1} = S', a_t = a) = ||Dif.color| - 10| - 10 \quad \forall S_t \in S$$

۳-۲-۱-۴ اعمال الگوریتم یادگیری تقویت شده

با توجه به موارد تعریف شده در رابطه‌های (۳-۱) تا (۳-۴)، مسئله بخش‌بندی اولیه در تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه به صورت یک مسئله یادگیری تقویت شده در قالب فرآیندهای تصمیم مارکوف (MDP) تعریف می‌شود و امکان حل این مسئله به کمک روش‌های یادگیری تقویت شده وجود دارد. برای حل این مسئله از روش‌های مختلفی می‌توان بهره گرفت که در این کاربرد از روش، سارسا^۱ استفاده شده است [۱۰۴].

سارسا، از روش‌های ارزشمند در حیطه یادگیری تقویتی است. این روش، الگوریتمی برای یادگیری سیاست MDP است. در این روش، "S_t" حالت کنونی عامل است. عامل عمل "A_t" را انتخاب و پاداش "R" را دریافت می‌کند و به حالت "S₂" می‌رود.

سارسا از رابطه‌ی (۳-۵) برای بروزرسانی هر زوج حالت-عمل استفاده می‌کند.

$$Q(s_{t-1}, a_{t-1}) = (1 - \alpha)Q(s_{t-1}, a_{t-1}) + \alpha(r + \gamma Q(s_t, a_t)) \quad (۳-۵)$$

در هر واحد زمانی 't'، ارزش هر زوج حالت-عمل مشخص می‌شود. S_{t-1} حالت قبلی عامل است. a_{t-1} عملی انتخابی عامل در حالت قبل است. r پاداش کسب شده از محیط، در نتیجه‌ی انتقال از حالت S_{t-1} به حالت S_t، بخاطر انجام عمل a_{t-1} است.

^۱ Sarsa

γ نشان‌گر تاثیر اعمال آینده بر روی انتخاب عمل کنونی است. این پارامتر در این تحقیق 0.8 انتخاب شده است.

α ($0 \leq \alpha \leq 1$) نرخ آموزش^۱ است و نمایان‌گر تجارب اکتسابی عامل در گذشته است. این پارامتر در این تحقیق 0.2 انتخاب شده است. برای بدست آوردن سیاست بهینه در رابطه‌ی (۳-۵)، پرارزش‌ترین مقدار $Q(s_t, a_t)$ ، برای ارزش‌دهی به $Q(s_{t-1}, a_{t-1})$ ، انتخاب می‌شود.

برای تصحیح نتایج و بهبود هرچه بیشتر تصویر نهایی، از روش زیر بهره گرفته می‌شود:

اختلاف شدت روشنایی، میان هر پیکسل از تصویر اولیه با کلیه پیکسل‌ها در تصویر حاصل از اعمال روش یادگیری تقویت شده، که در واقع پالت شدت روشنایی فعلی هستند، محاسبه می‌شود و پیکسلی که کمترین اختلاف شدت روشنایی را دارد، به عنوان شدت روشنایی آن پیکسل برای تصویر نهایی برگزیده می‌شود. با این کار در واقع مرحله‌ی دوم بخش‌بندی یعنی جایگزین کردن شدت روشنایی اصلی با شدت روشنایی پالت، انجام می‌پذیرد. خوب است که برای بخش‌بندی مناسب‌تر این روند چندین بار تکرار شود. از این رو، از تصویر حاصل از هر مرحله اعمال الگوریتم پیشنهادی، به عنوان تصویر ورودی در مرحله‌ی بعدی بخش‌بندی استفاده می‌شود. همچنین از آنجا که بخش‌بندی در مراحل بعدی باید در بازه‌های بزرگتری از شدت‌های روشنایی انجام پذیرد نیاز است که مقدار پاداش یا ضرر متناسب با هر مرحله بخش‌بندی تغییر کند.

این معیار به گونه‌ای تعریف می‌شود که اگر به‌ازای هر عمل، تفاوت شدت روشنایی بین حالت فعلی و حالت بعدی بیش از $(2+10 \times \text{تعداد مراحل بخش‌بندی})$ باشد، ضرر زیادی به این عمل تعلق بگیرد و اگر تفاوت شدت روشنایی کمتر از $(2+10 \times \text{تعداد مراحل بخش‌بندی})$ بود به این عمل پاداش تعلق

^۱Experience Rate

بگیرد. البته هر چه مقدار این تفاوت کمتر باشد مقدار پاداش بصورت خطی افزایش می‌یابد. با توجه به مطالب بیان شده، معیار پاداش بصورت رابطه‌ی زیر تعریف می‌شود.

Step = مراحل بخش‌بندی

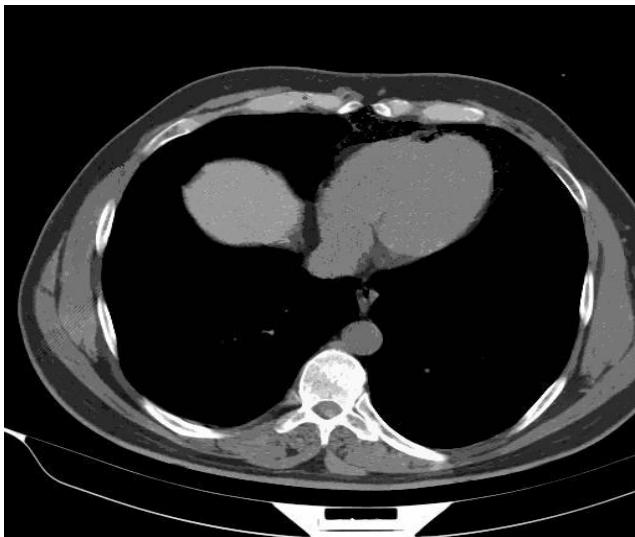
if $Dif.color > 10 + 2 * step$ or $Dif.color < -10 - 2 * step \Rightarrow$

$$R_{SS'}^a = E(r_{t+1} | S_t = S, S_{t+1} = S', a_t = a) = -500 \quad \forall S_t \in S \quad (6-3)$$

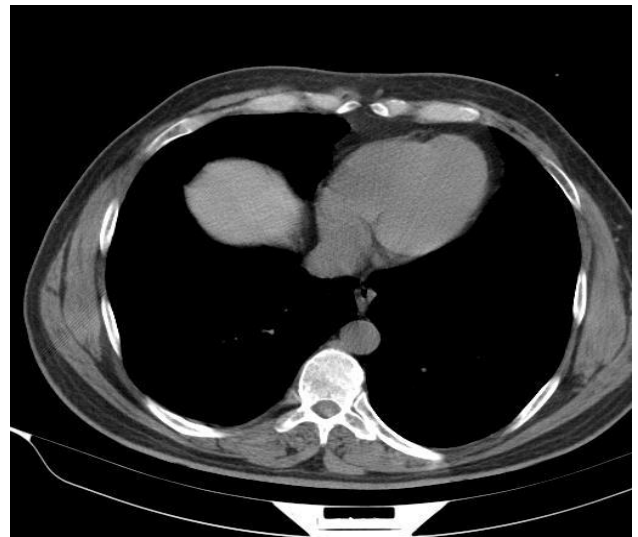
if $-10 - 2 * step \leq Dif.color \leq 10 + 2 * step \Rightarrow$

$$R_{SS'}^a = E(r_{t+1} | S_t = S, S_{t+1} = S', a_t = a) = |Dif.color| - 10 - 2 * step \quad \forall S_t \in S$$

با اعمال ۱۲ مرحله بخش‌بندی، تصویر نهایی بصورت شکل ۴-۳ می‌شود.



ستون ب: نتیجه اعمال یادگیری تقویتی



ستون الف: تصویر اصلی

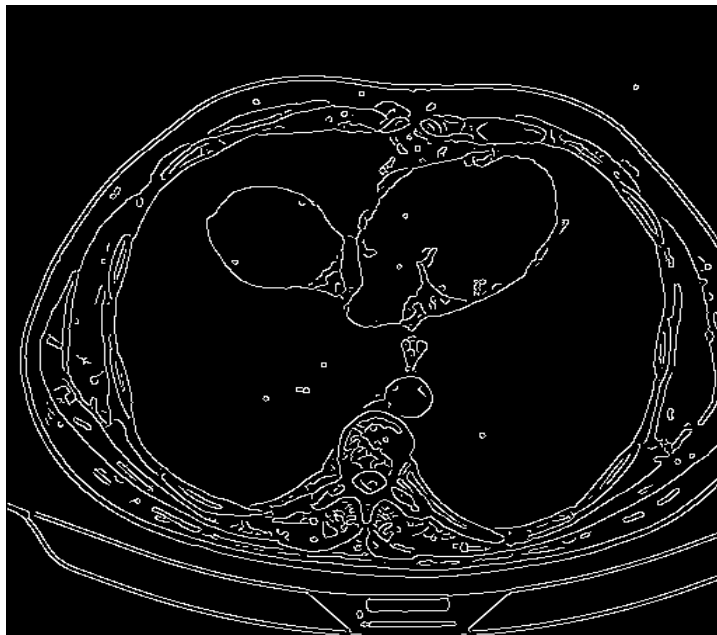
شکل ۴-۳. نتیجه اعمال یادگیری تقویتی

۲-۲-۳ تعیین نواحی مرزی تصویر

در تصاویر سی‌تی اسکن ریه، هر ناحیه دارای یک شدت روشنایی است. از این رو می‌توان با تعیین نواحی تصویر سی‌تی اسکن ریه، شدت روشنایی هر ناحیه را به صورت مجزا مشخص کرد. در تصاویر سی‌تی اسکن ریه هر مرز بسته، یک ناحیه به‌شمار می‌آید. همچنین شدت روشنایی مرزهای تصویر می‌تواند متفاوت از شدت روشنایی‌های درون هر ناحیه هستند. البته شدت روشنایی مرزها مشابه با

پیکسل‌های همسایه است. از این رو با تعیین شدت روشنایی‌های هر ناحیه و تشکیل پالت نهایی می‌توان شدت روشنایی مرزها را نیز تعیین نمود. به همین دلیل، مرزهای تصویر را از تصویر اصلی جدا می‌کنیم و پس از تعیین پالت نهایی، شدت روشنایی مرزها را تعیین می‌کنیم.

در این مرحله، ابتدا تمام مرزهای تصویر به کمک فیلتر Canny مشخص می‌شوند. تصاویر حاصل از استخراج لبه‌ها، در شکل ۳-۵ نشان داده شده است.



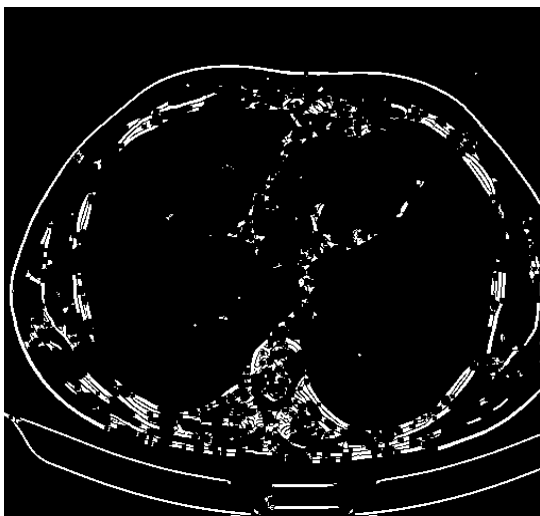
شکل ۳-۵. اعمال فیلتر Canny

همانگونه که در این شکل مشاهده می‌شود، مرزهای تصویر دارای گسستگی هستند. این گسستگی موجب می‌شود تا تفکیک نواحی با مشکل مواجه شود. از این رو نیاز است تا گسستگی مرزها، کاهش یابد.

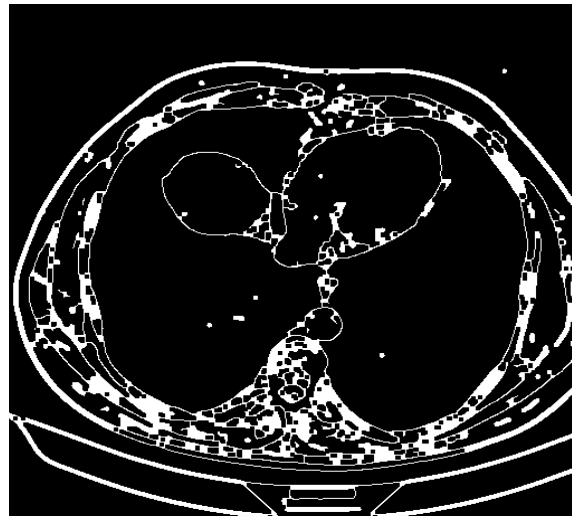
برای این کار ابتدا، عملگر مورفولوژیک بستن^۱ با عنصر ساختاری 4×4 تمام سفید بر روی تصویر مرزها اعمال می‌شود که حاصل آن در شکل ۳-۶-الف نشان داده شده است.

^۱ dilation

همانگونه که در شکل ۳-۶-الف مشاهده می‌شود گستردگی مرزها کاهش یافته‌اند و مرز اغلب نواحی بسته شده است. البته هنوز برخی از نواحی تفکیک نشده‌اند. به همین دلیل، در ادامه مرزهایی که دارای فاصله‌ی یک پیکسل هستند به یکدیگر متصل می‌شوند تا نواحی تصویر به طور کامل‌تری از یکدیگر منفک شوند. برای این منظور یک ماسک 3×3 را بر روی تصویر حرکت می‌دهیم و در نواحی که پیکسل مرزی در سمت چپ و راست ماسک وجود داشت و در وسط وجود نداشت یا پیکسل مرزی در بالا و پایین وجود داشت و در وسط وجود نداشت، دو مرز را به هم متصل می‌کنیم. بر اثر اعمال این مرحله و مرحله‌ی اعمال الگوریتم بستن، بخش‌هایی به مرزهای تصویر افزون شده‌اند که در واقع جزو مرزهای تصویر نیستند. به همین دلیل تصویر حاصل از این مرحله از شکل ۳-۵ کم می‌شود که در شکل ۳-۶-ب نشان داده شده است. این تصویر ذخیره می‌شود تا در مراحل بعدی الگوریتم از آن استفاده شود.



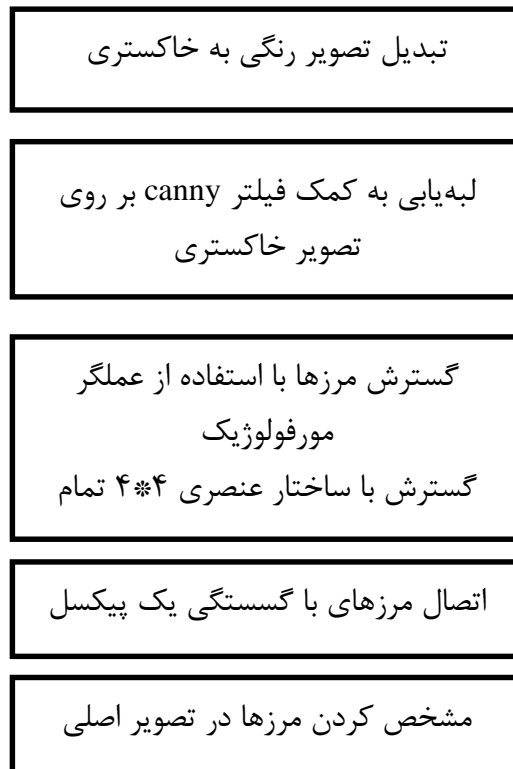
ب: نواحی افزون شده به مرزها پس از اعمال عملگر مورفولوژیک



الف: تصویر مرزها پس از اعمال عملگر مورفولوژیک

شکل ۳-۶. گسترش مرزهای شکل ۳-۵ و نواحی افزون شده به مرزهای تصویر

در بخش بعدی الگوریتم، شدت روشنایی نقاط مرزی در تصویر اولیه را ۲۵۵ قرار می‌دهیم تا مرزهای تصویر از بخش‌های دیگر تصویر منفک شوند که در شکل ۳-۶ نشان داده شده است. هر مرز بسته، یک ناحیه مجزا را در بر می‌گیرد. روند نمای این مرحله در شکل ۳-۷ نشان داده شده است.

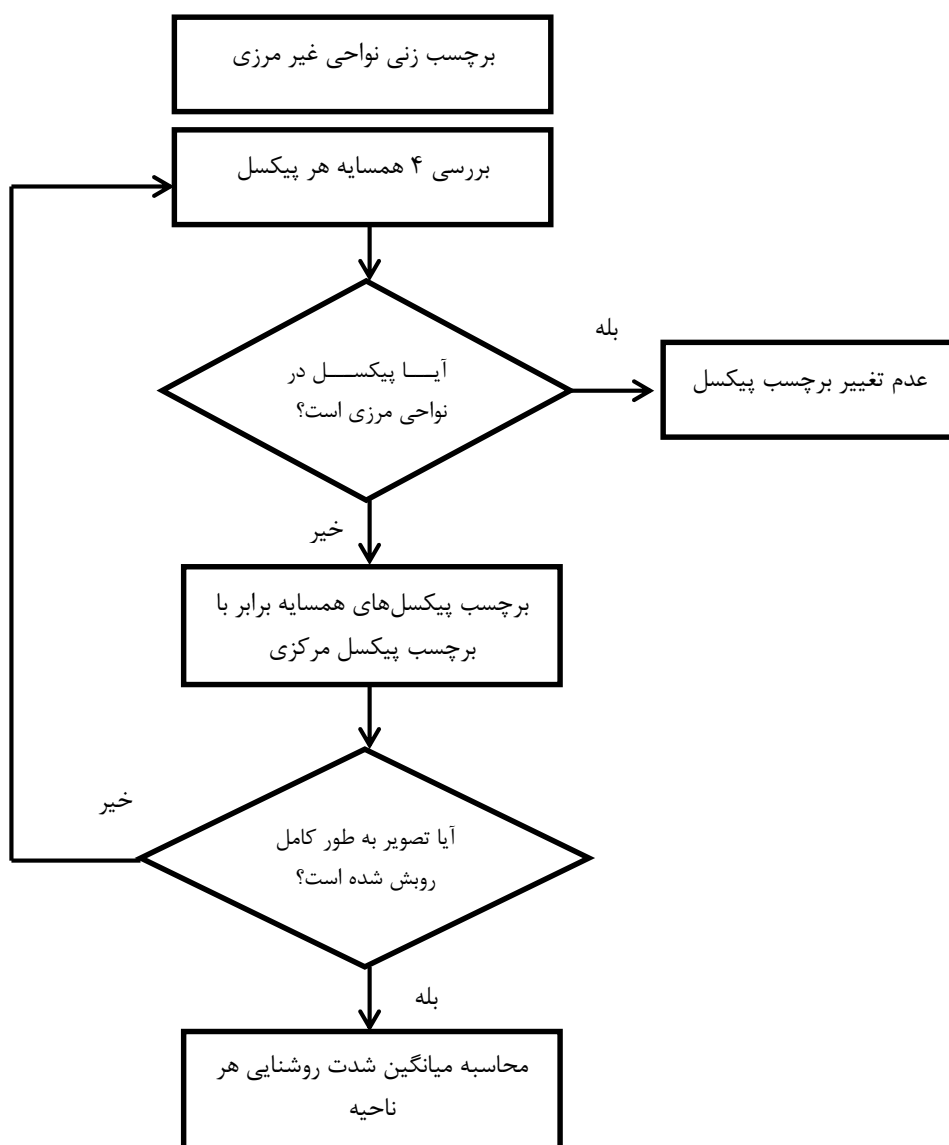


شکل ۳-۷. روند نمای تعیین نواحی مرزی

۳-۲-۳ انتخاب شدت روشنایی برای هر ناحیه

پس از تعیین نواحی مرزی تصویر، نیاز است تا شدت روشنایی هر ناحیه تعیین شود. این مرحله شامل دو بخش کلی محاسبه‌ی شدت روشنایی هر ناحیه و اصلاح شدت روشنایی هر ناحیه است. از این رو، ابتدا به هر پیکسل برچسبی مجزا اختصاص می‌یابد. همسایه‌های ۴ (بالا، پایین، چپ و راست) هر پیکسل بررسی می‌شود و در صورت آنکه جزو مرزها نباشند، برچسب پیکسل همسایه معادل با برچسب پیکسل مرکزی می‌شود. با این روش، هر ناحیه دارای یک برچسب می‌شود. سپس، میانگین

شدت‌های هر ناحیه، به عنوان شدت روشنایی اولیه آن ناحیه در نظر گرفته می‌شود. روندنمای تعیین شدت روشنایی اولیه‌ی هر ناحیه درون مرز بسته در شکل ۳-۸ نشان داده شده است.



شکل ۳-۸. روند نمای تعیین شدت روشنایی هر ناحیه درون مرز بسته

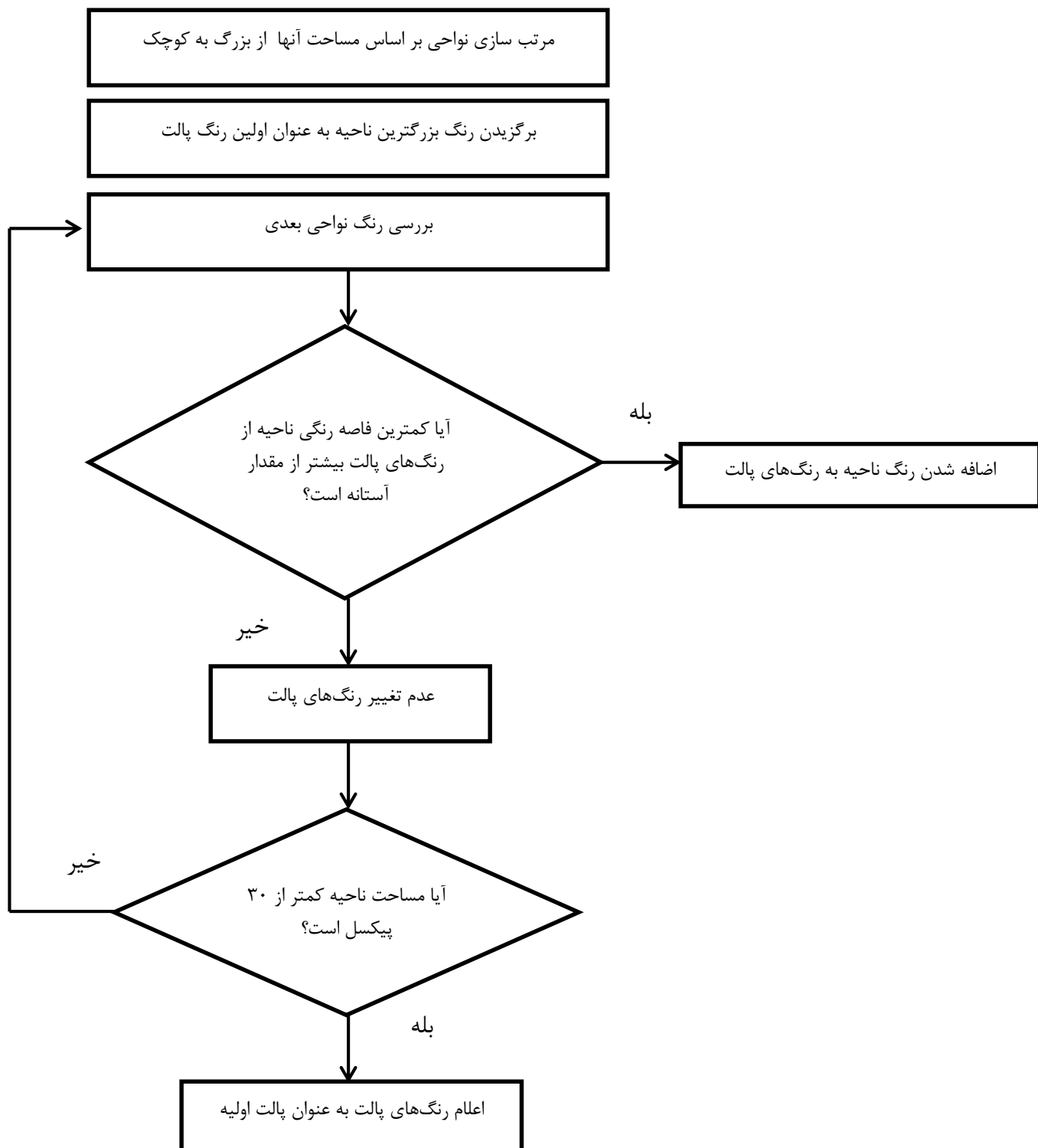
در هر ناحیه، ممکن است برخی نقاط نویری وجود داشته باشد که بهتر است این نقاط، در تصمیم‌گیری شدت روشنایی آن ناحیه، موثر نباشند. از این رو تفاوت شدت روشنایی هر یک از پیکسل‌های ناحیه با میانگین شدت روشنایی هر ناحیه محاسبه می‌شود و اگر این مقدار بیشتر از ۱۰ بود آن پیکسل کنار گذاشته می‌شود و شدت روشنایی ناحیه با میانگین پیکسل‌های باقیمانده به‌روز می‌شود. آستانه‌ی بدست آمده در این مرحله با مشاهده نتایج بر روی ۱۰ تصویر ریه، تنظیم شده است.

۳-۲-۴ تعیین پالت تصویر

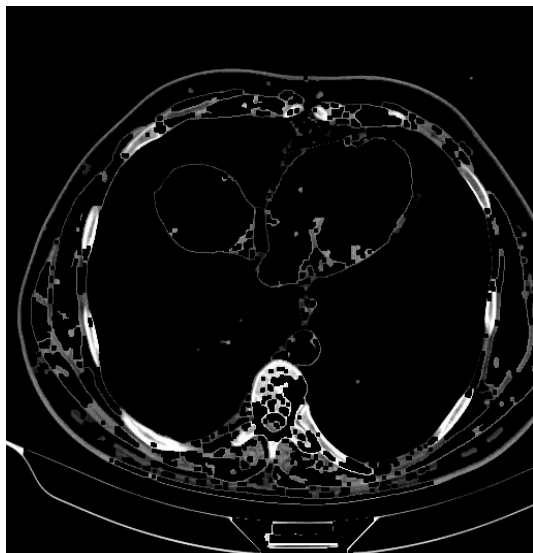
پالت تصویر، با توجه به شدت روشنایی نواحی تعیین شده، ایجاد می‌شود. هر شدت روشنایی در هر ناحیه، یکی از شدت‌های روشنایی در پالت را ایجاد می‌کند. برای این منظور، نواحی بر اساس مساحت آنها از بزرگ به کوچک مرتب می‌شوند. در واقع شدت روشنایی‌های پالت اصلی بیشتر از نواحی با مساحت بزرگ‌تر هستند. از این رو اولویت انتخاب شدت روشنایی‌های پالت اصلی با نواحی بزرگ‌تر است. پس شدت روشنایی بزرگ‌ترین ناحیه به عنوان اولین شدت روشنایی پالت انتخاب می‌شود. همانگونه که بیان شد، تصویر ریه از اجزای مختلفی تشکیل شده، که این اجزا شدت روشنایی متفاوتی با هم دارند. از این رو، شدت روشنایی‌های نزدیک به شدت روشنایی‌های موجود در پالت کنار گذاشته می‌شوند. در واقع در ادامه، شدت روشنایی‌های هر ناحیه با شدت روشنایی‌های موجود در پالت مقایسه می‌شود و شدت روشنایی‌های با تفاوت معنادار به پالت اضافه می‌شوند. البته نواحی با مساحت اندک نیز کنار گذاشته می‌شوند. دیاگرام این مرحله در شکل ۳-۹ نشان داده شده است.

پس از تعیین پالت، فاصله‌ی شدت روشنایی هر یک از پیکسل‌های تصویر با شدت روشنایی‌های پالت محاسبه می‌شود و شدت روشنایی پالت به آن پیکسل نگاشت می‌شود. این پیکسل‌ها شامل نواحی غیر مرزی هستند. در واقع در این مرحله شدت روشنایی تمام پیکسل‌های تصویر، بجز نواحی

مرزی، تعیین می‌شوند. در شکل ۳-۱۰ تصاویر نواحی مرزی و غیر مرزی پس از نگاشت شدت روشنایی‌های اولیه پالت به شدت روشنایی پیکسل‌های نواحی غیر مرزی نشان داده شده است.

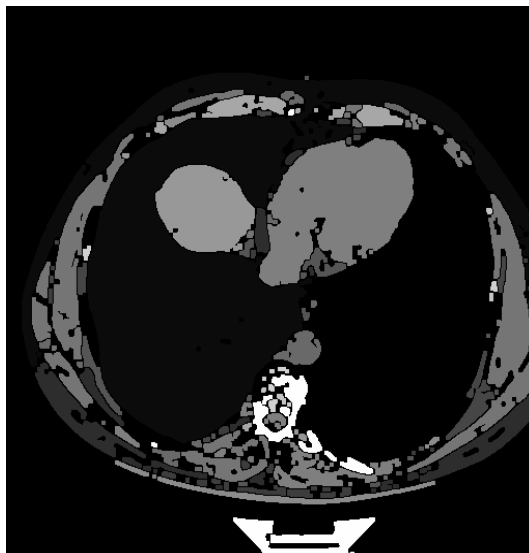


شکل ۳-۹. روندنمای کلی تعیین پالت شدت روشنایی اولیه



ب: تصویر نواحی غیرمرزی پس از اضافه شدن برخی از نواحی

کوچک غیر مرزی



الف: تصویر نواحی غیرمرزی پس از شدت روشنایی‌های

پالت

شکل ۳-۱۰. شدت روشنایی‌های پیکسل‌های تصویر

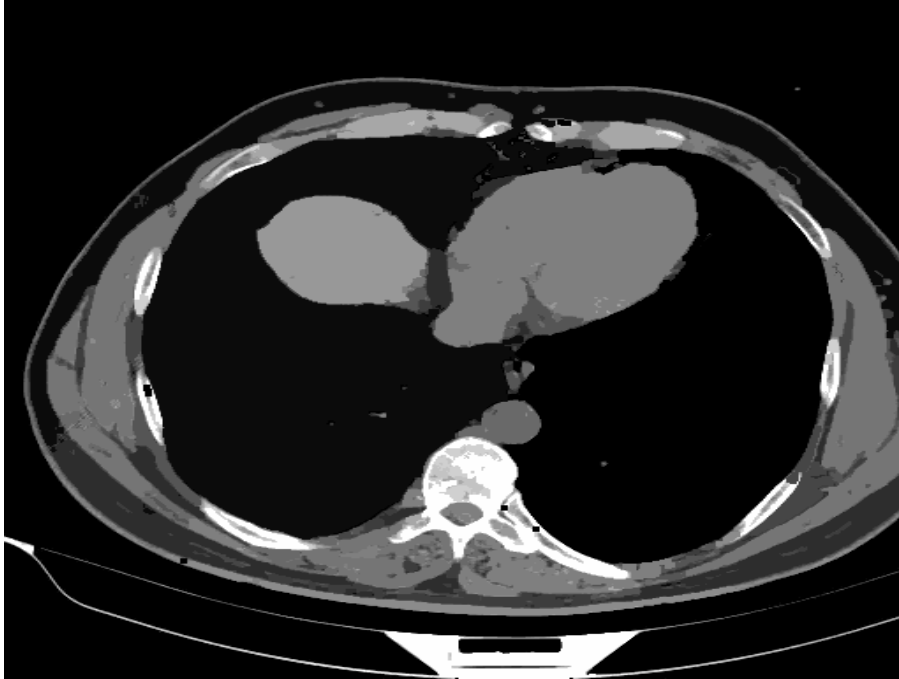
۳-۲-۵ مرحله نهایی بخش‌بندی با روش C-میانگین

در تصاویر ریه بافت‌هایی از یک جنس در نواحی مختلفی وجود دارند. مثلاً بافت چربی می‌تواند در چندین ناحیه وجود داشته باشد. مثلاً اطراف قلب و بین ماهیچه‌ها. تعیین شدت روشنایی یکسان برای تمام این نواحی با بافت یکسان، هدف نهایی این تحقیق است. همچنین در بخش قبل، شدت روشنایی‌های نواحی مرزی تعیین نشده که باید در این بخش تعیین شوند. از این رو، در انتها با روش C-میانگین بخش‌بندی نهایی برای کل تصویر انجام می‌شود تا بافت‌هایی از یک جنس، شدت روشنایی یکسانی داشته باشند و شدت روشنایی نواحی مرزی نیز تعیین شوند. در روش C-میانگین، نیاز به تعیین تعداد خوشه‌ها است. از این رو، در این مرحله تعداد خوشه‌ها کمی بیشتر از تعداد

بافت‌های نهایی مطلوب کاربر لحاظ می‌شوند. باید توجه داشت که در روند بخش‌بندی گاهی شدت روشنایی‌هایی ایجاد می‌شوند که تفاوت زیادی با شدت روشنایی‌های واقعی دارند. در صورت کاهش خودکار شدت روشنایی تا تعداد بافت‌های اصلی، ممکن است این شدت روشنایی‌ها باقی بمانند و در عوض شدت روشنایی‌های اصلی حذف شوند. از این رو، تعداد خوشه‌های نهایی حداکثر تا ۳۰ درصد بیشتر از تعداد خوشه‌های اصلی در نظر گرفته می‌شوند تا شدت روشنایی‌های اصلی حذف نشوند.

در شکل (۳-۱۱) نتیجه اعمال الگوریتم C-میانگین، بر روی شکل اصلی نشان داده شده است. تصاویر سی‌تی اسکن شامل هفت بافت اصلی به نام، نسج نرم، استخوان مدولاری، استخوان کرتیکال، رسوب کلسیوم، انواع فلزها، چربی و هوا هستند. به دلیل کنترل خطای ناشی از بخش‌بندی، تعداد خوشه‌های نهایی ۱۰ لحاظ شده‌اند. با تعیین این تعداد خوشه، هم اجزا اصلی با هم ادغام نمی‌شوند و هم بخش‌بندی به نحو مناسبی انجام می‌شود.

برای بخش‌بندی دستی، کاربر با استفاده از نرم‌افزارهایی مانند فوتوشاپ تمام پیکسل‌های تصویر را برچسب‌گذاری می‌کند. با توجه به اندازه‌ی بزرگ تصاویر سی‌تی اسکن، برچسب‌گذاری کامل تصویر، بسیار زمان‌بر است. در برخی از موارد برچسب‌گذاری حدود سه روز به طول می‌انجامد. همچنین با توجه به خطای انسانی و حجم وسیع کار، تصویر برچسب‌گذاری شده، دارای خطا است. با استفاده از الگوریتم پیشنهادی در این تحقیق، برچسب‌گذاری در زمان بسیار کمتری، در کمتر از ۳۰ ثانیه روی کامپیوتری با مشخصات رم ۸ و پردازنده ۵ هسته‌ای انجام می‌شود.



شکل ۳-۱۱. شکل نهایی بخش‌بندی تصویر ریه

تصویر نهایی در مقایسه با تصویر سی‌تی‌اسی خام (تصویر الف در شکل ۳-۴) بسیار شفاف‌تر و با کیفیت بالاتری همراه است. بطور مثال شدت روشنایی بافت قلب، مایع نخاعی، استخوان مدولاری و کورتیالی یکدست شده است و چربی اطراف آن نیز کاملاً منفک شده است.

۳-۳ جمع‌بندی

در این فصل روش پیشنهادی پایان‌نامه به منظور بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه ارائه شده است. روش پیشنهادی شامل پنج مرحله است که روی هفت طیف شدت روشنایی تصاویر سی‌تی‌اسکن اعمال می‌شود. به منظور دقت و سهولت بیشتر در روند بخش‌بندی، ابتدا بخش‌بندی به کمک یادگیری تقویتی صورت گرفت. سپس جهت تعیین نواحی تصویر با استفاده از فیلتر *canny*، نواحی تصویر مرزبندی شد. در ادامه برای پیوستگی مرزهای گسسته از عملگر مورفولوژیک استفاده کردیم. در نهایت با استفاده از پالتی که از روی شدت روشنایی تصویر تشکیل دادیم، شدت روشنایی نواحی مختلف تعیین شد.

فصل ۴ : مجموعه تصاویر و نتایج آزمایش‌ها

۴-۱ مقدمه

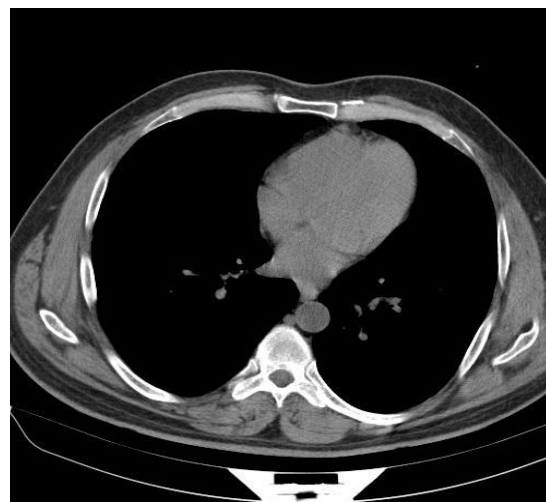
در این بخش ابتدا به شرح مجموعه تصاویر استفاده شده در این پایان نامه می پردازیم. این مجموعه داده توسط محققان این رساله و با کمک دکتر حبیب ذاکریان برچسب گذاری شده است. پس از معرفی پایگاه داده، به بررسی نتایج بخش بندی به کمک یادگیری تقویت شده بر روی تصاویر سی تی اسکن ریه و مقایسه ی آن با برخی از روش های متداول بخش بندی، پرداخته می شود. برای مقایسه روش های مختلف بخش بندی، باید معیاری برای ارزیابی ارائه شود. این تصاویر در نهایت باید توسط پزشکان متخصص بررسی شوند. از این رو، ارزیابی کیفی الگوریتم های مختلف، توسط پزشک متخصص حائز اهمیت است. پس یک معیار ارزیابی، بررسی شهودی تصاویر حاصل از الگوریتم های مختلف توسط پزشکان رادیولوژی و سونوگرافی است. در عین حال، ارزیابی کمی روش ها نیز مهم است. در واقع، باید یک روش مقایسه کمی نیز ارائه شود. با معیار کمی، درصد دقت الگوریتم و درستی عملکرد آن مورد محاسبه می شود و روش دقیق تر مشخص خواهد شد.

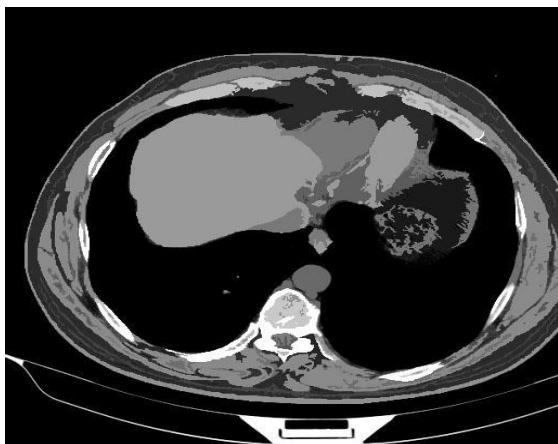
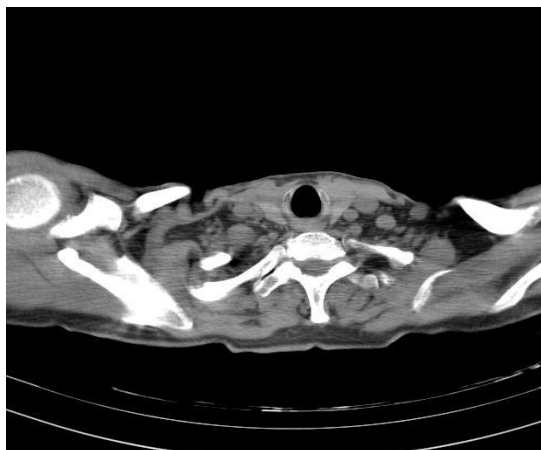
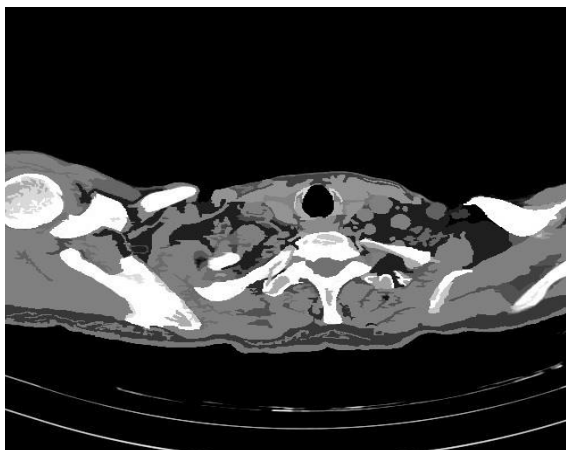
۴-۲ مجموعه تصاویر

مجموعه تصاویر استفاده شده در این رساله، پس از طی فرآیند طولانی، نامه نگاری ها و تردهای مکرر از بیمارستان امام حسین شاهرود تهیه شده است. این مجموعه تصاویر که توسط دستگاه تصویر برداری SIEMENS 8 Slice تولید شده است، بصورت آزاد وجود ندارد و توسط بیمارستان ها و سایت های تخصصی درمان ریه با مبالغ بالا بفروش می رسند. مشخصات دادگان در بخش زیر آورده شده است:

- مجموعه تصاویر دریافت شده از ۱۰۰۰۰ فرد بیمار است.
- تصاویر سی تی اسکن ریه بین ۴۰ تا ۱۵۰ عکس برای هر فرد است.
- اندازه هر تصویر ۵۱۲ * ۵۱۲ است.

- فضای رنگ این تصاویر RGB است.
- شدت روشنایی اجزاء در این تصاویر با توجه به موقعیت عکس برداری از بدن و وجود هر شی متعارف و نامتعارف بین ۵ تا ۱۰ سطح است که در فصل سوم به معرفی آن پرداخته شده است.
- تعداد ۲۰۰ عکس جهت ارزیابی الگوریتم توسط محققان این رساله به وسیله فتوشاپ برچسب گذاری شده است. برچسب گذاری این مجموعه داده چهار ماه به طول انجامیده است.
- در این مجموعه داده، عکس های سی تی اسکن ریه با توجه به شدت روشنایی و موقعیت اجزاء ریه، بخش بندی شده است و دقیق ترین شدت روشنایی برای هر بخش انتخاب شده است. در شکل ۴-۱، چهار نمونه از این برچسب گذاری دستی ارائه شده است. به علت نبود فضا، در دو صفحه قابل مشاهده است.





ستون ب) تصویر برچسب گذاری شده

ستون الف) تصویر سی تی خام

شکل ۴-۱. مقایسه تصویر سی تی خام و تصویر برچسب گذاری شده

همانطور که مشاهده می شود، هر یک از پیکسل ها بدون هیچ خطایی، شدت روشنایی و موقعیت دقیق خود را پیدا کرده اند و اجزاء به بهترین شکل تفکیک شده است.

✓ نکات بهبود یافته در تصاویر برچسب‌گذاری شده شامل:

- اجزا بطور کامل تفکیک شده‌اند.
- هر ناحیه شدت‌روشنایی دقیقی را به خود اختصاص داده است.
- نویز تصویر کاملاً حذف شده است.
- شفافیت تصویر بالاتر رفته است.
- وضوح اجزا ریز و باریک در تصویر بیشتر شده است.
- و غیره

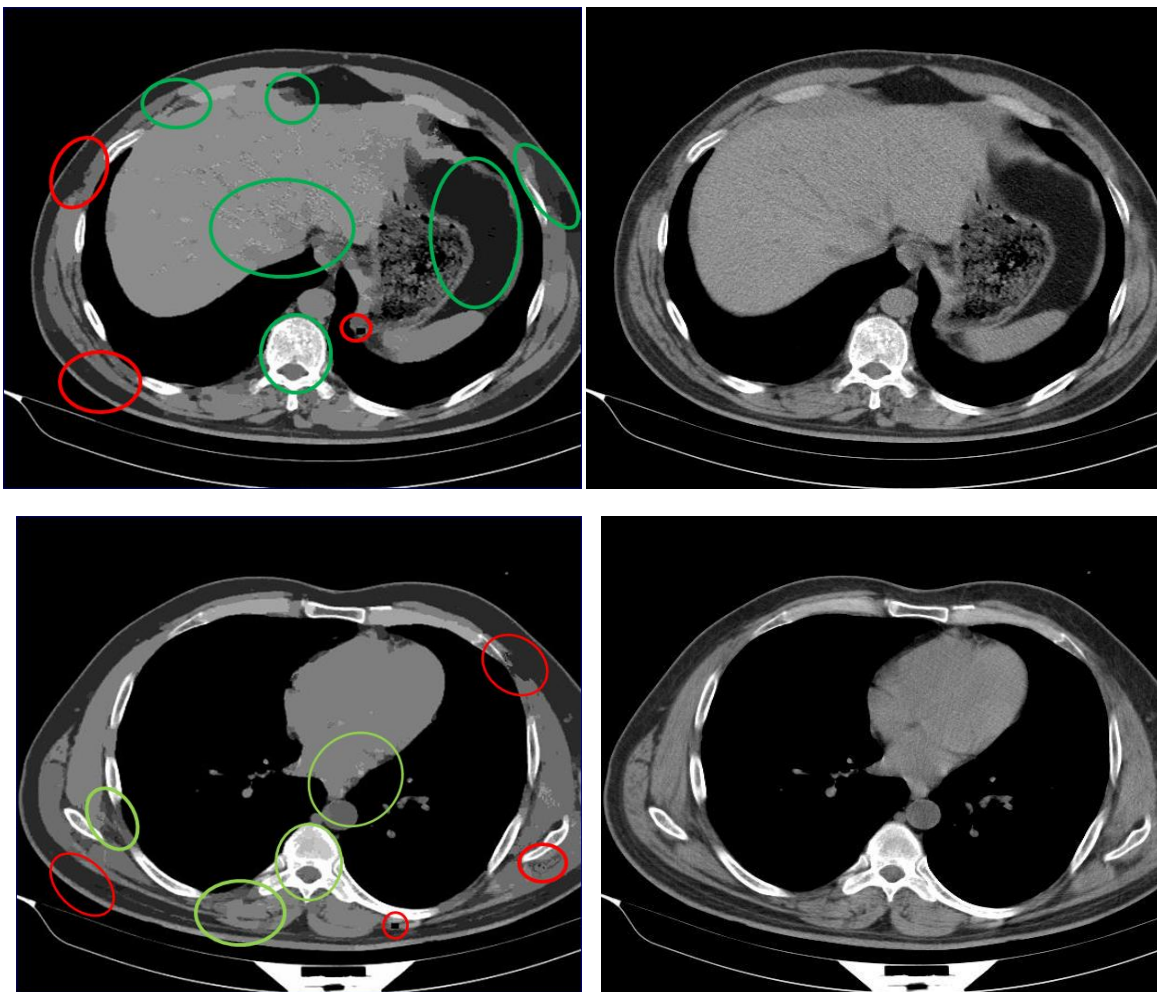
۳-۴ ارزیابی کیفی الگوریتم

بخش‌بندی باید به گونه‌ای باشد که تفاوت ساختار، بین تصویر اصلی و تصویر بخش‌بندی شده از لحاظ شهودی غیرقابل درک باشد. با تغییر ساختار در بخش‌بندی، پزشک دچار مشکل می‌شود. در واقع، تصاویر بخش‌بندی شده، باید توسط پزشک متخصص بررسی شوند. پس نظر پزشک متخصص در مورد خروجی الگوریتم حائز اهمیت است. از این رو، برای ارزیابی الگوریتم بخش‌بندی، تصویر اصلی با تصویر حاصل از اعمال الگوریتم بخش‌بندی، بصورت شهودی توسط پزشک متخصص مقایسه می‌شود.

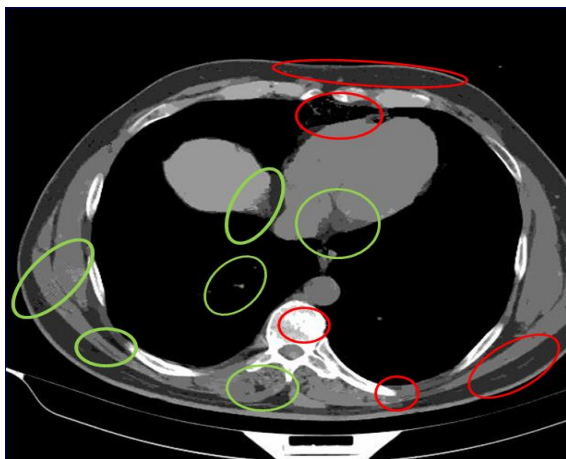
۳-۴-۱ مقایسه تصویر سی‌تی‌خام و خروجی الگوریتم پیشنهادی

همانطور که در مقدمه مطرح شد، میزان نسبی درستی عملکرد الگوریتم توسط پزشک مشخص می‌شود. شدت روشنایی‌های ایجاد شده در هر بخش مشابه با شدت روشنایی‌های اصلی هستند اما برابر با شدت روشنایی‌های اصلی نیستند. از این رو، در مقایسه شهودی تمام اجزاء تصویر اصلی با تصویر حاصل از اعمال الگوریتم مقایسه می‌شوند و بخش‌هایی متفاوت از تصویر اصلی به عنوان خطا

شناخته می‌شوند. باید این نکته را در نظر گرفت که در این روش به علت مقایسه شهودی، نیازی به مقایسه پیکسل به پیکسل نیست. با مشاهده شکل ۴-۲ می‌توان دید که با اعمال الگوریتم، بخش‌بندی اجزاء ریه در تصاویر سی‌تی‌اسکن به شکل قابل قبولی انجام شده است. طبق نظر دو پزشک متخصص^۱ اجزای در تصویر بخش‌بندی شده واضح‌تر و شدت روشنایی هر بخش دقیق‌تر و متفاوت از بخش‌های دیگر است.



^۱دکتر حبیب ذاکریان و دکتر لاله ابراهیم‌پور



ستون ب) خروجی الگوریتم پیشنهادی



ستون الف) تصویر سی تی خام

شکل ۴-۲. مقایسه تصویر سی تی خام و خروجی الگوریتم پیشنهادی

در شکل ۴-۲ دور نقاط ضعف و قوت الگوریتم خط کشیده شده است. از نظر پزشکان متخصص دایره‌های قرمز نشان‌دهنده ضعف الگوریتم بوده و دایره‌های سبز نشان‌دهنده نقاط قوت الگوریتم است. به عنوان نمونه برخی از این نقاط ضعف و قوت را بررسی خواهیم کرد.

✓ نقاط قوت الگوریتم در اکثر تصاویر ریه:

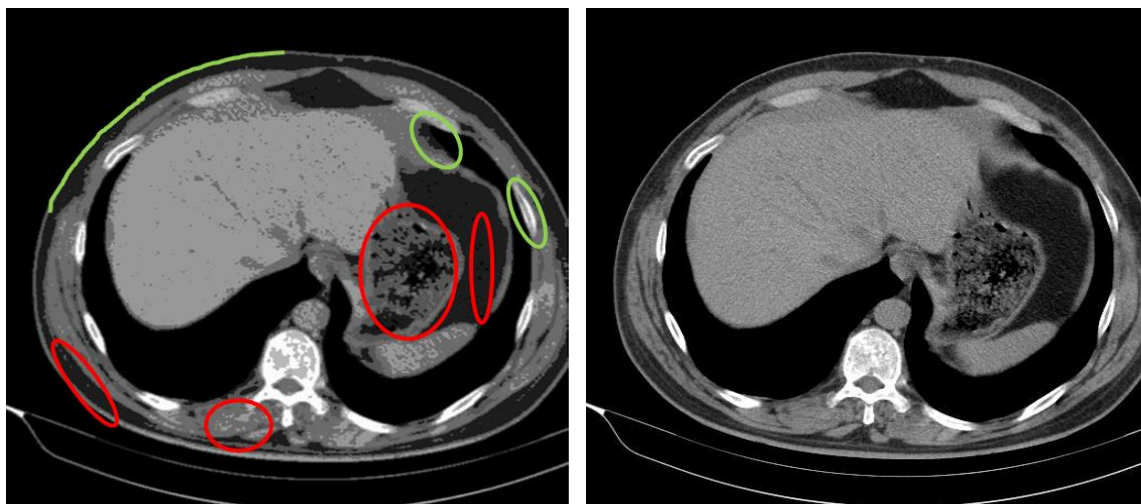
- تمامی اجزاء داخل بدن کاملاً بخش‌بندی و منفک شده‌اند و لبه‌ها حفظ شده است.
- چربی‌های اطراف معده و یا بین ماهیچه‌ای، شدت روشنایی جدا و مناسبی دارند و قابل تشخیص از هم هستند.
- تفکیک چربی استخوان مدولاری از کورتیکالی تا حد زیادی دقیق انجام شده است.
- اندازه اجزای در تصویر تغییر نکرده است.
- اجزاء ریه از بین نرفته است. حتی شریان‌های کوچک داخل ریه بخش‌بندی شده است.
- تفکیک شدت روشنایی دقیق، بین بخش‌هایی با شدت جریان بالای خون و شدت جریان کمتر خون.
- تاثیر نویز روی تصویر را تا حد زیادی کاهش داده است.
- شفافیت تصویر افزایش پیدا کرده است.

✓ نقاط ضعف الگوریتم:

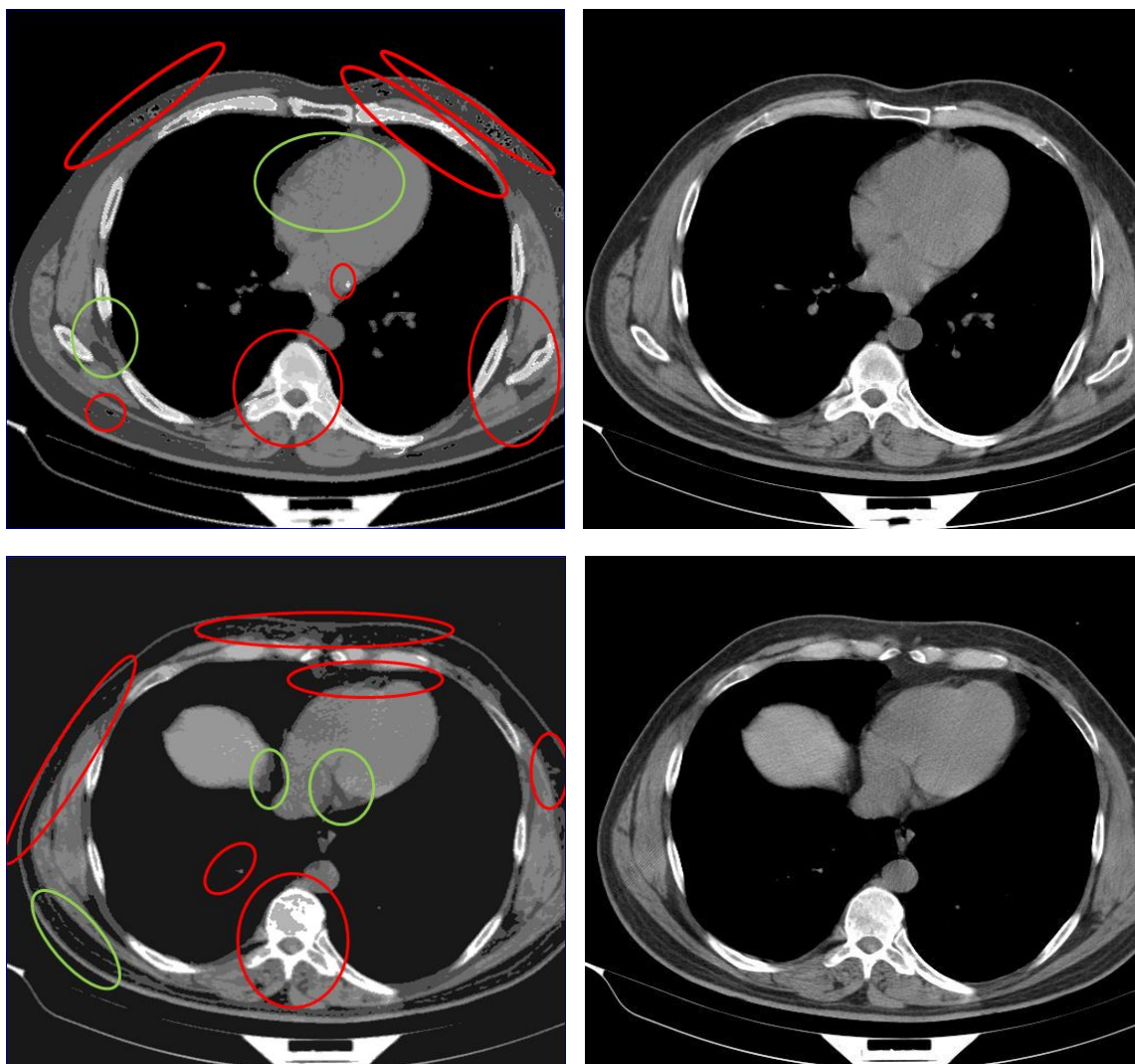
- لایه‌های فاسیا^۱ که بین چربی بیرونی قرار دارند با نقص شناسایی شده است.
- در قسمتی از تصاویر پیکسل‌ها شدت روشنایی مناسب ندارند و در بخش درست قرار نگرفته‌اند.
- به ندرت چربی استخوان مدولاری و سفیدی استخوان کورتیکالی بخش‌بندی دقیق نداشته‌اند.
- در برخی تصاویر چربی اطراف قلب و کبد بخش‌بندی نشده و با ریه هم‌رنگ شده است.

۲-۳-۴ مقایسه با نرم‌افزار layer pilot

نرم‌افزار Layer Pilot نرم‌افزاری مناسب برای بخش‌بندی است و از آنجا که از وجود کاربر بهره می‌برد، نتایج مناسبی بدست می‌دهد. از این رو، نتایج این نرم‌افزار برای بخش‌بندی بررسی می‌شود. نتایج حاصل از اعمال نرم‌افزار Layer Pilot برای بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن، در شکل ۳-۴ نشان داده شده است.



^۱ پرده‌های نازک که چربی‌ها یا ماهیچه‌ها را از هم جدا می‌کند (Fascia)



ستون الف) تصویر سی تی خام

ستون ب) تصویر بخش بندی شده با استفاده از layer pilot

شکل ۳-۴. مقایسه تصویر سی تی خام و تصویر بخش بندی شده با layer pilot

برای تشکیل پالت اولیه در این تصاویر برای هر شدت روشنایی بر روی دو نقطه از تصویر کلیک شده است تا دقت در تشکیل پالت اولیه بالا رود. همانگونه که در شکل ۳-۴ نشان داده شده است، پس از اجرای این نرم افزار، خطا در برخی از شدت روشنایی ها وجود دارد که مسئله ای نامطلوب بشمار می رود. در ادامه به برخی از نقاط ضعف و قوت این نرم افزار می پردازیم.

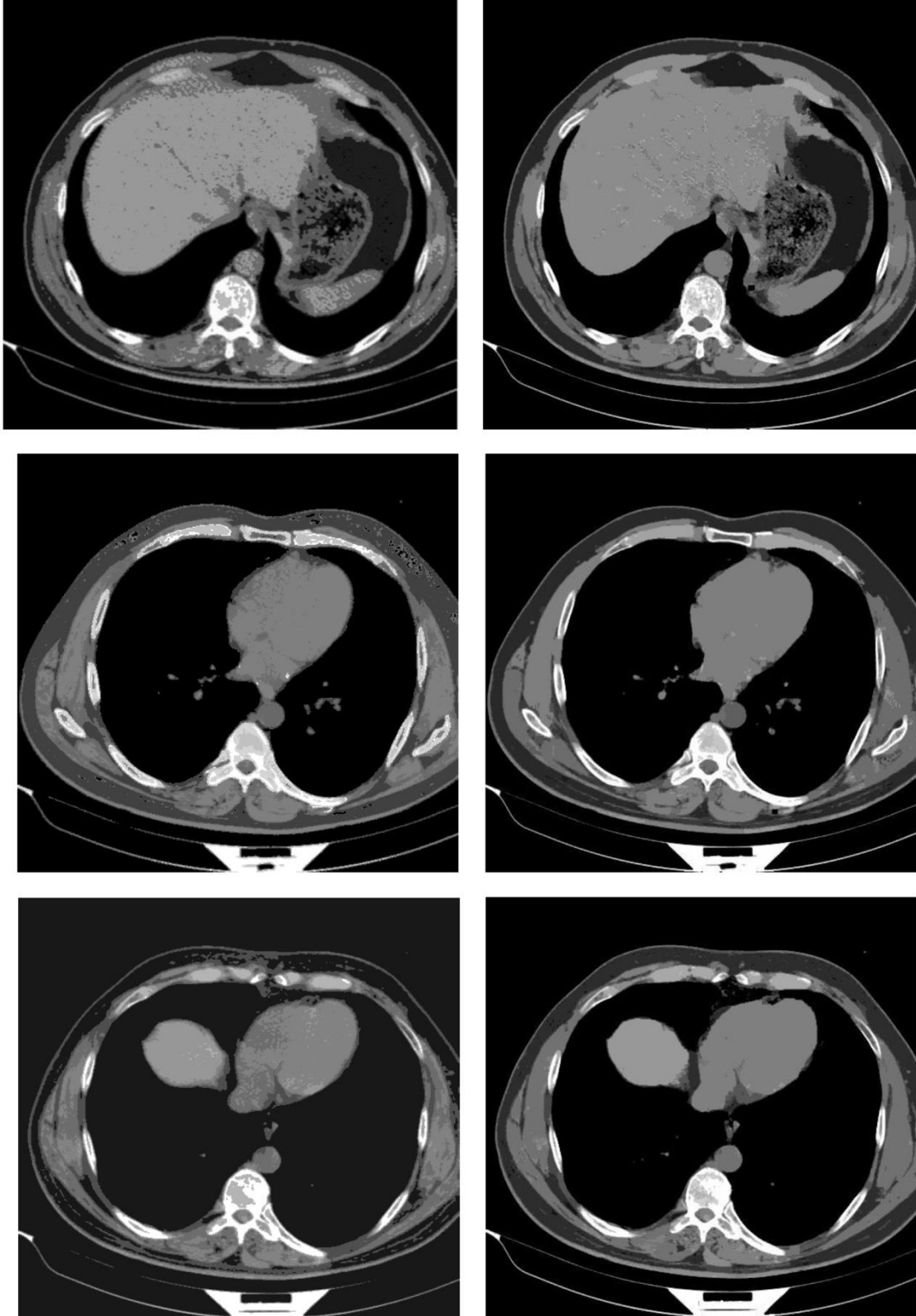
✓ نقاط قوت این نرم افزار:

- چربی در قسمت های داخلی مانند قلب و کبد نسبتاً بخوبی بخش بندی شده است.

- برای برخی از اجزاء داخلی شدت روشنایی مناسبی تعیین شده است.
- در قسمت‌هایی از قسمت‌های تصویر لایه فاسیا بخش‌بندی مناسبی داشته است.

✓ نقاط ضعف این نرم افزار:

- شفافیت تصویر به طور کلی کاهش پیدا کرده است.
- اندازه برخی اجزای، به علت انتخاب نادرست پیکسل‌ها تغییر کرده است.
- برخی از پیکسل‌ها به اشتباه، شدت روشنایی دیگری را به خود گرفته‌اند. این خطا ناشی از مرحله‌ی تخصیص شدت روشنایی‌های پالت به شدت روشنایی پیکسل‌های تصویر است. شدت روشنایی این پیکسل‌ها فاصله‌ی نسبتاً زیادی از شدت روشنایی‌های پالت دارند و نمی‌توان به درستی شدت روشنایی مناسبی را برای آن‌ها انتخاب کرد. در واقع، این پیکسل‌ها کمترین فاصله را از شدت روشنایی دارند که برای آن پیکسل مناسب نیست که موجب خطا می‌شود.
- لایه‌های چربی بین ماهیچه‌ای، تا حد زیادی حذف شده است.
- لایه‌های فاسیا بین چربی، حذف شده است.
- برای برخی از اجزای، شدت روشنایی غلط شناسایی شده است.
- برخی از استخوان‌های دنده و پوست بیمارگم شده است.
- برخی اجزاء مانند عروق خونی باید تک شدت روشنایی باشد، در حالی که حاوی دو شدت روشنایی شده است.
- دقت حاصل از نرم‌افزار بخش‌بندی کننده Layer Pilot در تصاویر با اجزاء بیشتر، کمتر از تصاویر با تعداد اجزاء کمتر است.



ستون ب) تصویر بخش بندی شده با layer pilot

ستون الف) تصویر حاصل از روش پیشنهادی

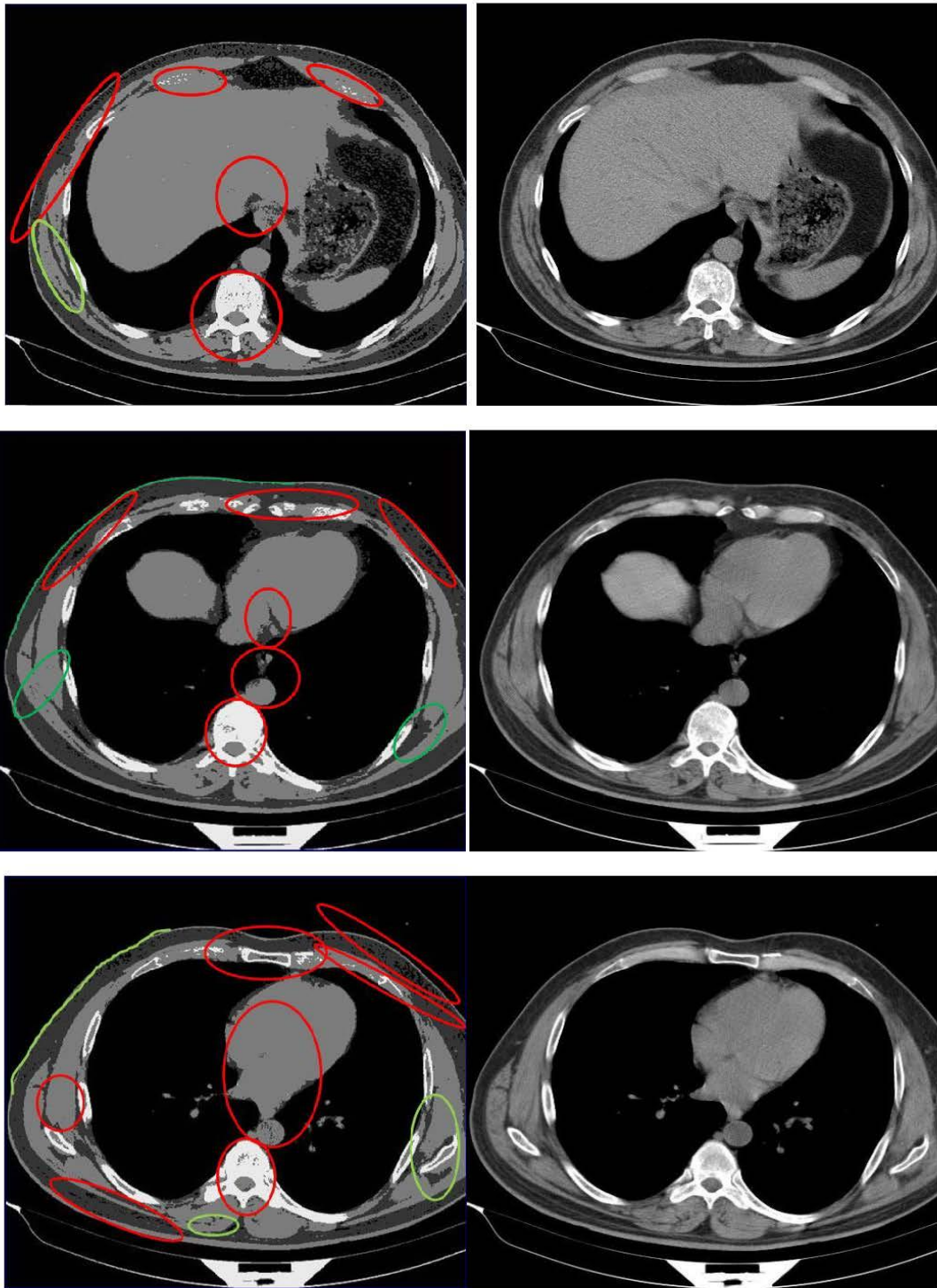
شکل ۴-۴. مقایسه الگوریتم پیشنهادی و خروجی layer pilot

مقایسه‌ی الگوریتم پیشنهادی در شکل (۴-۴) و نرم‌افزار Layer Pilot، نشان می‌دهد که بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن با الگوریتم پیشنهادی دقت بالاتری دارد. ارائه‌ی روشی متناسب با کاربرد، از مهمترین دلایل وجود دقت بالاتر برای روش پیشنهادی است. در واقع، در الگوریتم پیشنهادی هر یک از زیر بخش‌های الگوریتم، متناسب با کاربرد بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن طراحی شده‌اند که موجب افزایش نهایی دقت الگوریتم می‌شود. در الگوریتم پیشنهادی، حتی در برخی از موارد خطای ناشی از عکس‌برداری و نویزهای وارد شده نیز تا حد زیادی حذف شده که این امر با توجه به طراحی متناسب با کاربرد است. در حالیکه در نرم‌افزار Layer Pilot و روش‌های مشابه، بخش‌بندی به صورت عام انجام می‌شود و متناسب با کاربرد بهینه نمی‌شود. از این رو این روش‌ها نمی‌توانند عملکرد بهینه‌ای در بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن داشته باشند.

با مقایسه‌ی الگوریتم پیشنهادی در این تحقیق با نرم‌افزار Layer Pilot و الگوریتم‌هایی مشابه با آن مشاهده می‌شود که در بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه، الگوریتم مبتنی بر یادگیری تقویتی با اینکه از دخالت کاربر بهره نمی‌برد دارای دقت بالاتری است. در شکل‌های ارائه شده دقت شهودی حاصل از الگوریتم روش پیشنهادی بیش از نرم‌افزار Layer Pilot است.

۴-۳-۳ مقایسه با مرجع [۶۵]

در رابطه با روش پیشنهادی این مرجع، توضیحات مفصلی در فصل دوم ارائه شده است. از آنجا که بخش‌بندی در مرجع [۶۵] با استفاده از رنگ تصویر صورت گرفته، روشی مناسب جهت مقایسه با الگوریتم پیشنهادی پایان‌نامه است. نتیجه این مقایسه در شکل ۴-۵ آورده شده است.



ستون الف) تصویر سی تی اسکن خام

ستون ب) تصویر حاصل از بخش بندی مرجع [۶۵]

شکل ۴-۵. مقایسه تصویر سی تی خام با مرجع [۶۵]

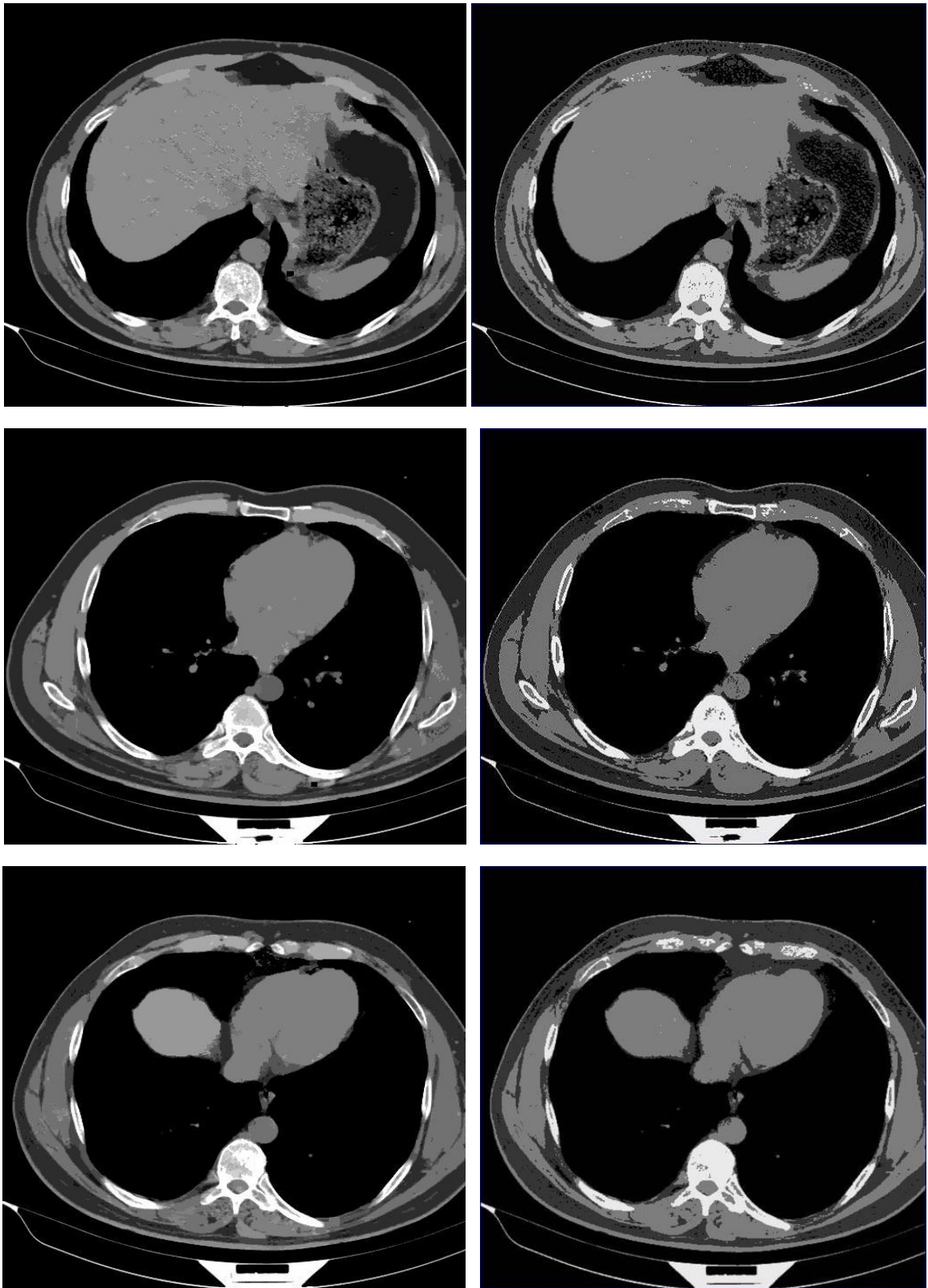
پیااده‌سازی بخش‌بندی جهت مقایسه، با توجه به توضیحات داده شده در مرجع بوده است. مانند روش‌های قبل این روش نیز دارای نقاط ضعف و قوتی است که دور آنها خط کشیده شده است. در ادامه به بررسی این نقاط ضعف و قوت خواهیم پرداخت.

✓ نقاط قوت الگوریتم:

- اکثراً مرزهای تصویر به خوبی شناسایی شده است.
- چربی بین ماهیچه‌ای به خوبی بخش‌بندی شده است.
- بخش‌هایی مانند ماهیچه‌ها و پوست تا حدی حفظ شده است.

✓ نقاط ضعف الگوریتم:

- تفکیک شدت روشنایی بین شریان خون و عضله صورت نگرفته است.
- لایه‌های فاسیا شناخته و بخش‌بندی نشده است.
- دنده‌های نزدیک به جناغ سینه تا حدی گم شده است.
- بخش‌بندی چربی استخوان غلط صورت گرفته و تقریباً استخوان مدولاری به صورت کورتیکالی شناخته شده است.
- کیفیت تصویر به شدت کاهش پیدا کرده است.
- این الگوریتم از نویز تصویر تاثیر پذیری بالایی دارد.



ستون ب) تصویر حاصل از الگوریتم پیشنهادی

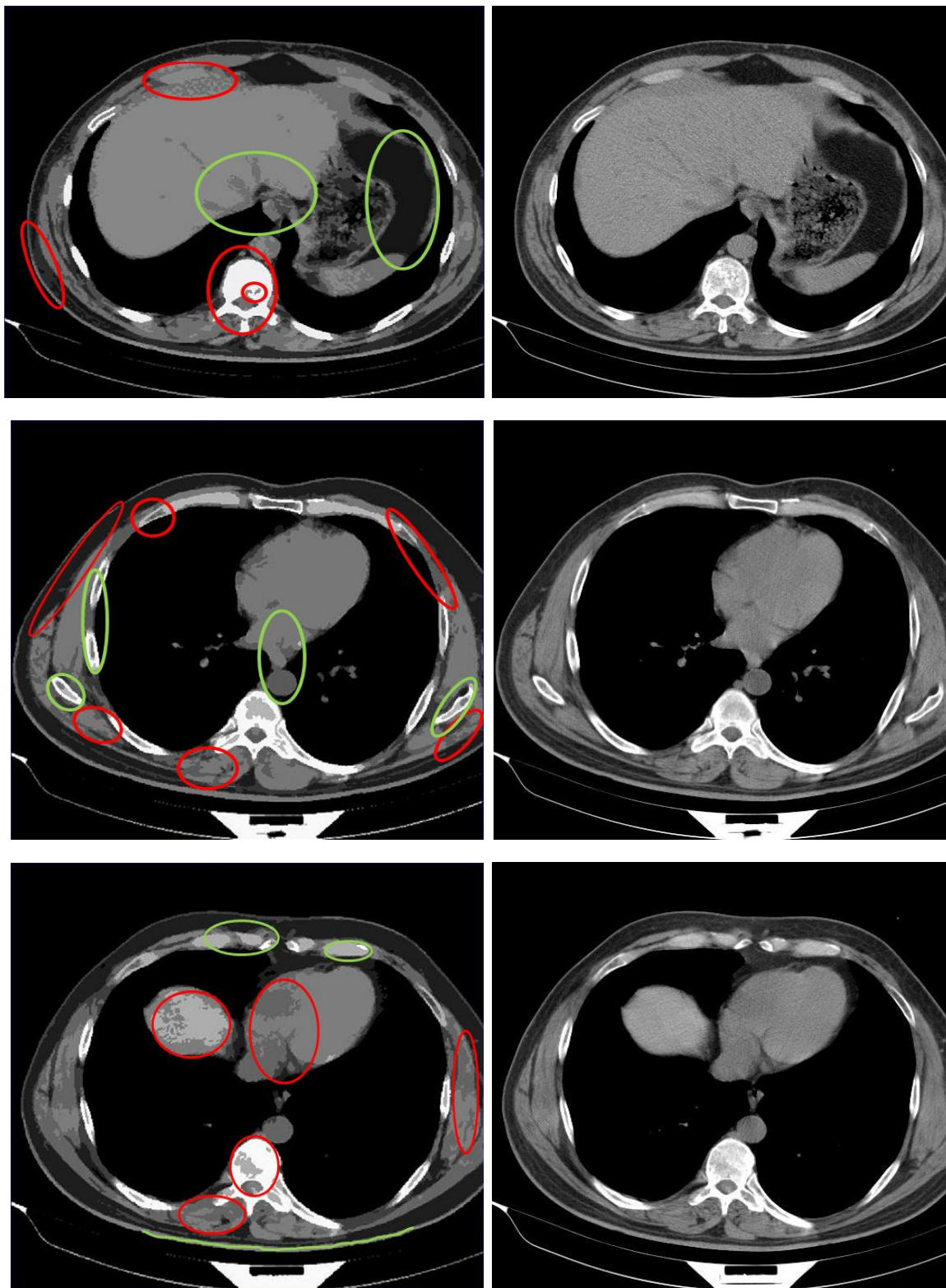
ستون الف) تصویر حاصل از بخش‌بندی مرجع [۶۵]

شکل ۴-۶ مقایسه روش پیشنهادی با مرجع [۶۵]

مقایسه‌ی الگوریتم پیشنهادی در این بخش با مرجع [۶۵]، نشان می‌دهد که بخش‌بندی تصاویر سی‌تی‌اسکن با الگوریتم پیشنهادی از دقت بالاتری برخوردار است. این در حالی است که در مرجع [۶۵]، بخش‌بندی با دقت کم انجام می‌شود و متناسب با کاربرد نمی‌باشد.

۴-۳-۴ مقایسه با مرجع [۵۵]

در این مقاله یک الگوریتم بخش‌بندی بهبود یافته به نام FRRFCM، بر مبنای مورفولوژیک و فیلترینگ عضویت ارائه شده است. این الگوریتم به طور قابل توجهی سریع‌تر و قوی‌تر از FCM عمل می‌کند. نحوه‌کاری این الگوریتم، بصورت کامل در فصل دوم، ارائه شده است. با توجه به روش عملکرد الگوریتم FRFCM، می‌توانیم از آن جهت مقایسه با الگوریتم پیشنهادی استفاده کنیم. نتیجه این مقایسه در شکل ۴-۷ قابل مشاهده است.



ستون الف) تصویر سی تی خام

ستون ب) تصویر حاصل از بخش بندی مرجع [۵۵]

شکل ۴-۷. مقایسه تصویر سی تی خام با مرجع [۵۵]

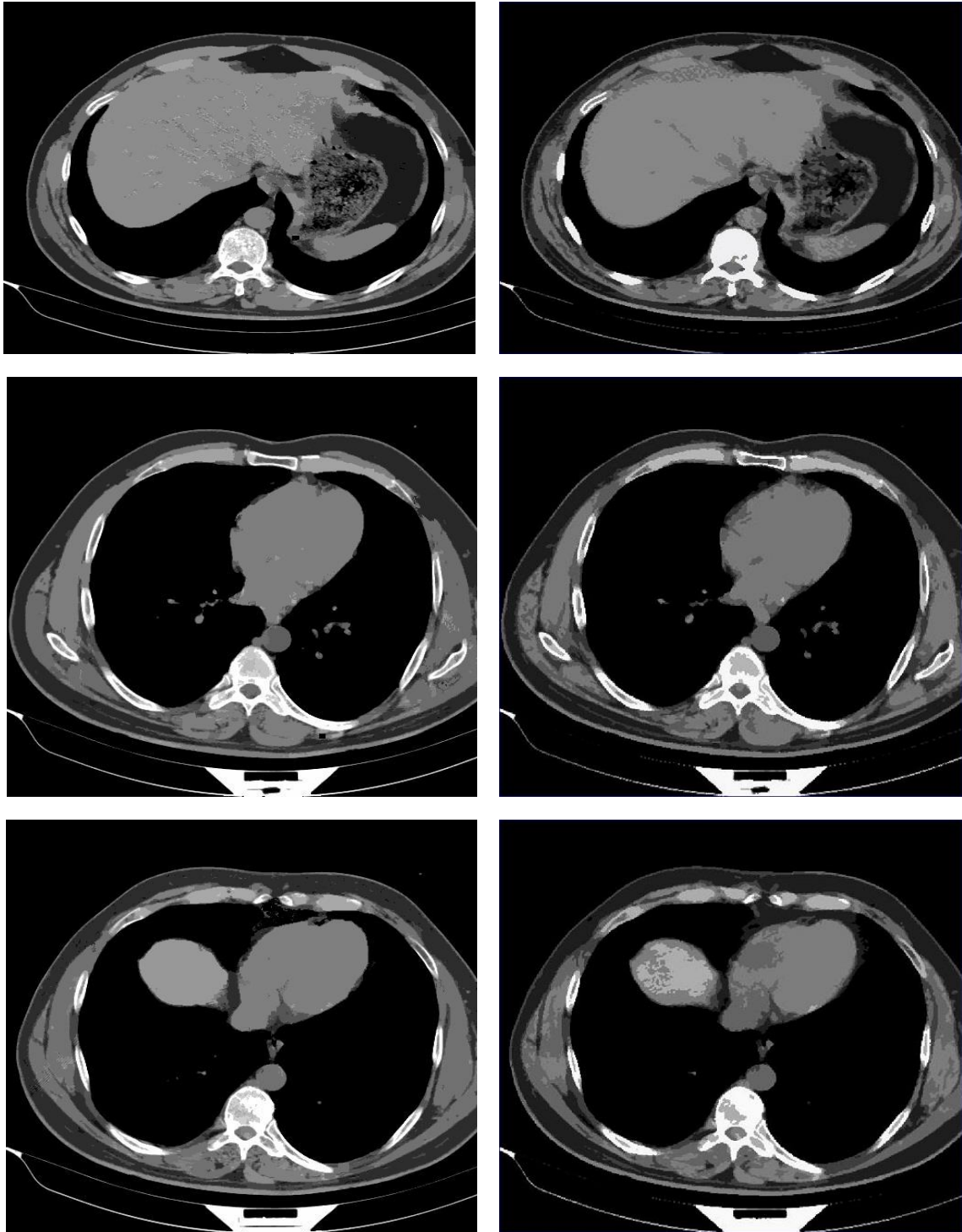
این الگوریتم در مقایسه با روش‌های پیشین، از لحاظ حفظ و تفکیک اجزا، دقت نسبتاً بیشتر و خطای کمتری را داشته است. در ادامه برخی از نقاط ضعف و قوت این الگوریتم بررسی خواهد شد.

✓ نقاط قوت الگوریتم:

- تعیین شدت روشنایی در اکثر قسمت‌ها نسبتاً مناسب صورت گرفته است.
- رنگ شریان خون از بافت قلب کاملاً متفاوت است.
- بخش‌بندی چربی اطراف قلب و معده دقیق انجام شده است.
- بخش‌بندی در برخی از استخوان‌های مدولاری نسبتاً دقیق است.

✓ نقاط ضعف الگوریتم:

- چربی‌های بین ماهیچه‌ای بخش‌بندی نادرستی داشته است. پیکسل‌های چربی، بیشتر از حد اصلی و طبیعی، بخش‌بندی شده‌اند.
- لایه فاسیا بین چربی، یا بخش‌بندی نشده است و یا بیشتر از حد معمول بخش‌بندی شده است.
- استخوان دنده نزدیک به جناغ کاملاً محو شده است.
- بعضاً، چربی استخوان مدولاری به درستی بخش‌بندی نشده است.
- برخی استخوان‌ها، کاملاً کورتیالی شناخته شده است.



ستون ب) خروجی حاصل از الگوریتم پیشنهادی

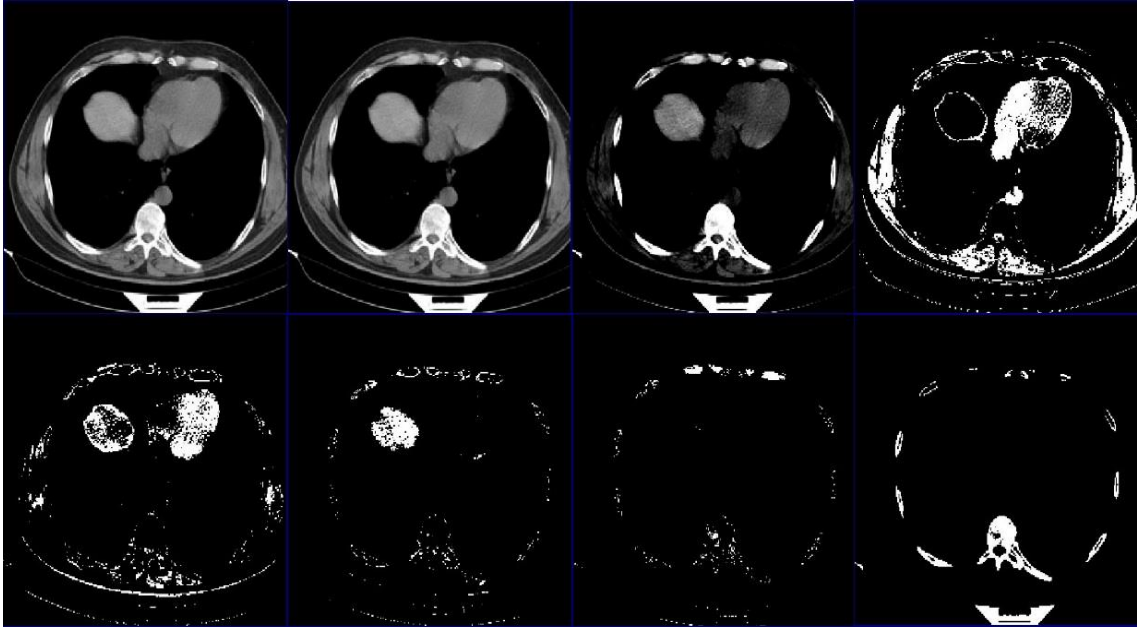
ستون الف) خروجی حاصل از بخش بندی مرجع [۵۵]

شکل ۴-۸. مقایسه الگوریتم مرجع [۵۵] و الگوریتم پیشنهادی

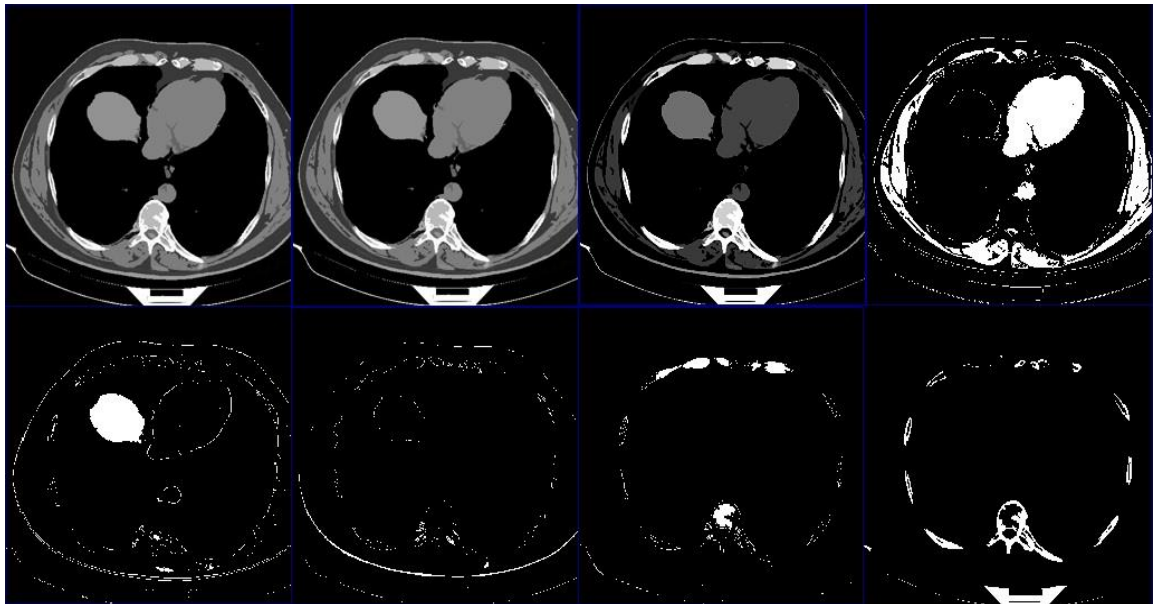
علیرغم دقت بالای مرجع [۵۵]، با مقایسه‌ی الگوریتم پیشنهادی و مرجع [۵۵] در شکل (۴-۸)، واضح است که بخش‌بندی تصاویر با الگوریتم پیشنهادی از دقت بالاتری برخوردار است. این دقت بیشتر در وضوح تصویر، دقت در بخش‌بندی و حفظ بیشتر اجزای تصویر است.

۴-۳-۵ مقایسه بخش‌های استخراج شده در الگوریتم‌های مختلف بخش‌بندی

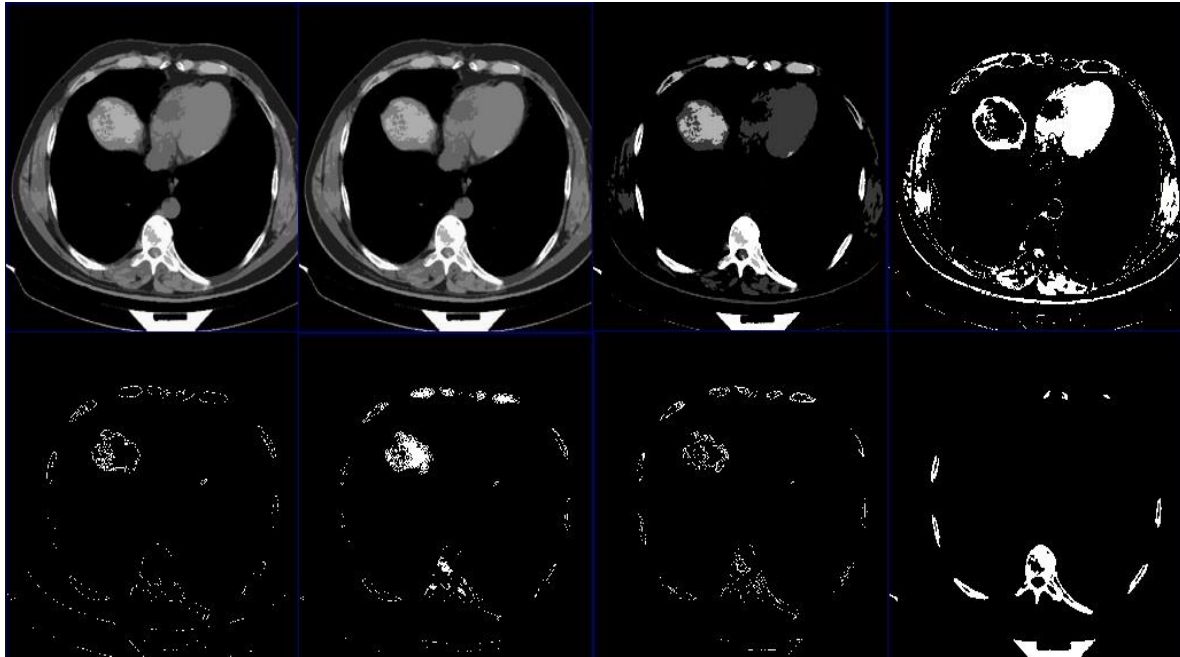
ابتدا تصاویر سی‌تی‌خام، با هر چهار روش (layer pilot, الگوریتم پیشنهادی، مرجع [۶۵] و FRFCM) بخش‌بندی می‌شوند. سپس خروجی هر کدام از الگوریتم‌های بخش‌بندی به همراه تصویر برچسب‌گذاری شده، به عنوان ورودی به الگوریتم خوشه‌بندی ترکیبی k-میانگین و فازی میانگین با تعریف هشت خوشه داده می‌شود [۶۸]. هر بار که الگوریتم روی تصاویر اعمال می‌شود، هشت عکس را به عنوان خروجی دریافت می‌کنیم. یعنی تمام این تصاویر به هشت خوشه خوشه‌بندی می‌شوند. این تصاویر را به این دلیل به یک الگوریتم خوشه‌یابی دادیم، که تعداد خوشه‌ها را باهم برابر و در نهایت شباهت هر بخش یا خوشه را از چهار الگوریتم، با بخش‌بندی تصویر برچسب‌گذاری شده مقایسه کنیم. نمونه‌ای از بخش‌بندی یک تصویر سی‌تی‌اسکن با الگوریتم‌های متفاوت و بخش‌بندی با الگوریتم خوشه‌یابی در ادامه ارائه شده است.



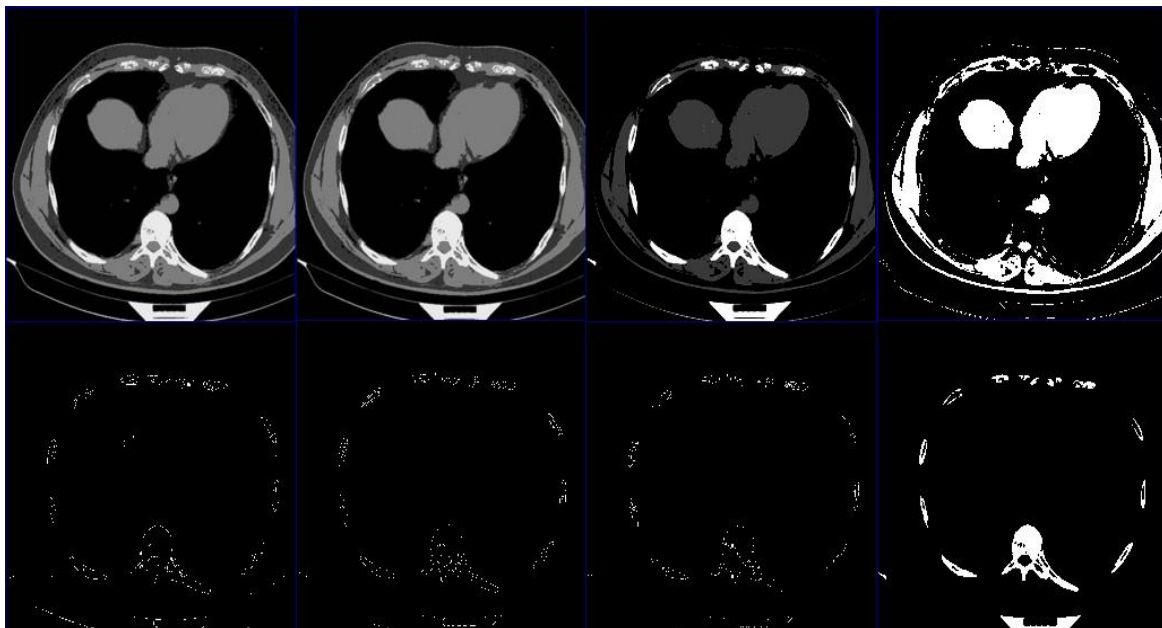
شکل ۴-۹. بخش‌بندی تصویر سی تی خام با الگوریتم خوشه‌یابی



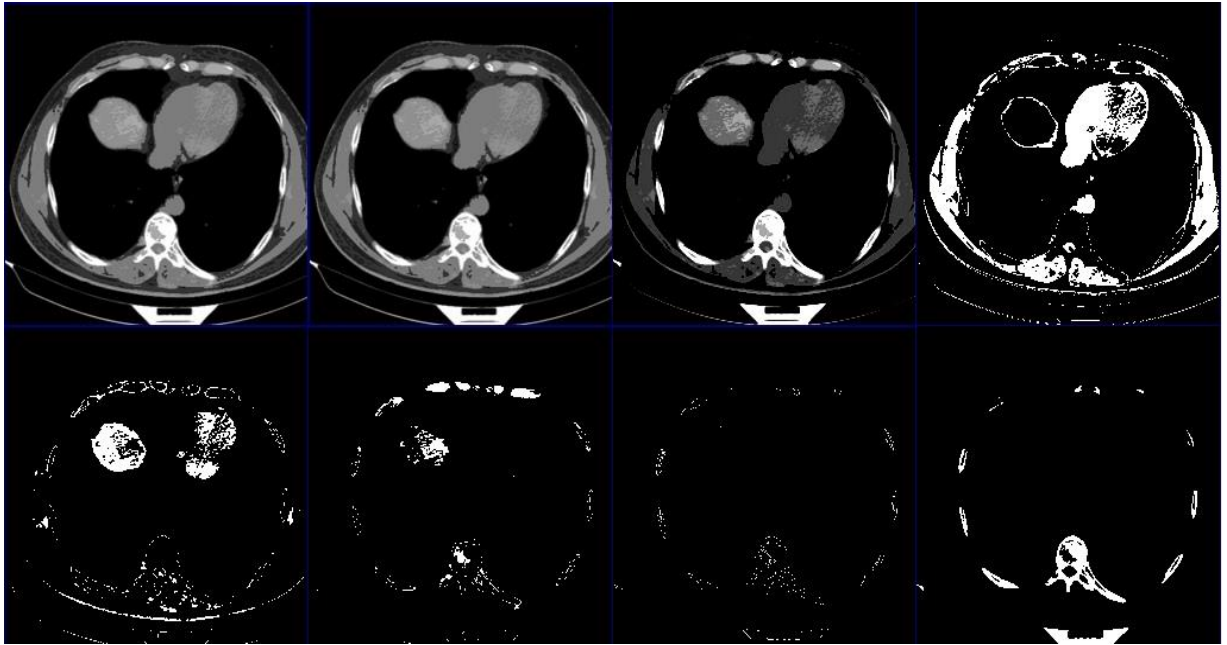
شکل ۴-۱۰. بخش‌بندی تصویر برچسب‌گذاری شده با الگوریتم خوشه‌یابی



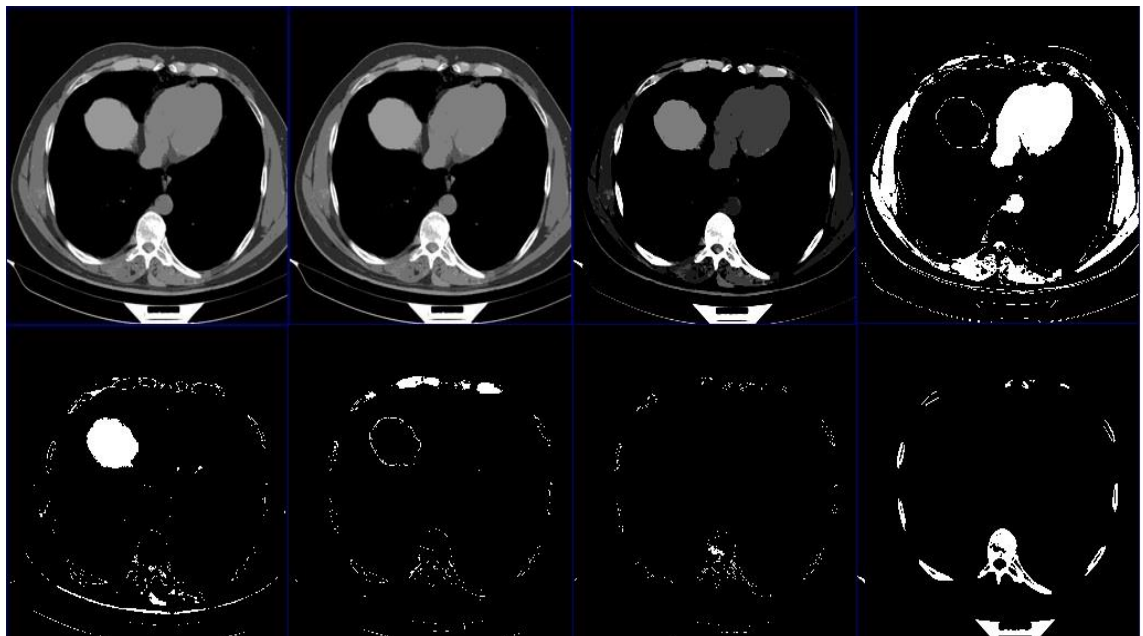
شکل ۴-۱۱. بخش‌بندی تصویر حاصل از مرجع [۵۵] با الگوریتم خوشه‌یابی



شکل ۴-۱۲. بخش‌بندی تصویر حاصل از مرجع [۶۵] با الگوریتم خوشه‌یابی



شکل ۴-۱۳. بخش‌بندی تصویر حاصل از نرم‌افزار Layer pilot با الگوریتم خوشه‌یابی



شکل ۴-۱۴. بخش‌بندی تصویر حاصل از روش پیشنهادی با الگوریتم خوشه‌یابی

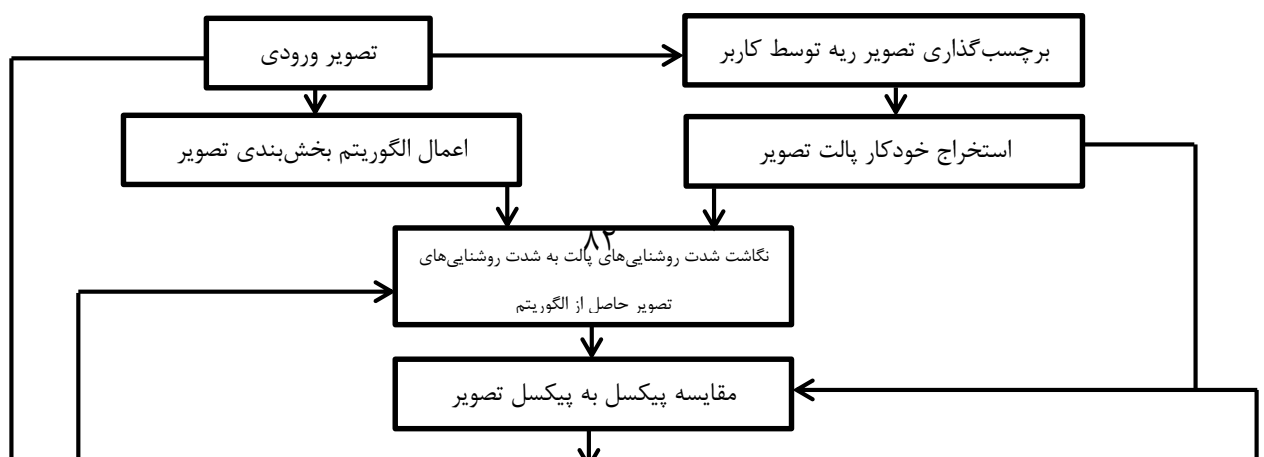
بصورت کلی خوشه‌بندی این تصاویر شامل، اجزاء داخلی، مایع نخاعی، استخوان مدولاری و کورتیکالی بوده است. طبق نظر پزشکان متخصص خوشه‌بندی حاصل از روش پیشنهادی، شباهت بیشتری را به خوشه‌بندی تصویر برجسب‌گذاری شده داشته است.

۴-۴ ارزیابی کمی الگوریتم

تفاوت و تعدد شدت روشنایی‌های نهایی الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با شدت روشنایی‌های تصاویر اصلی، ارزیابی کمی الگوریتم را با چالش مواجه می‌کند. از این رو، تمام ارزیابی‌ها به صورت کیفی از دید پزشکان متخصص ارائه شده‌اند که با توجه به ماهیت شدت روشنایی‌های خروجی و بخش‌بندی اجزاء تصویر، روش درستی برای ارزیابی به نظر می‌رسد. اما این ارزیابی تنها از دید متخصصین رادیولوژی قابل قبول بوده و ما برای ارزیابی دقیق و مهندسی نیاز به درصد دقت داریم. با توجه به نیازی که در رابطه با ارزیابی کمی الگوریتم پیشنهادی احساس می‌شد، در این بخش ارزیابی کمی روش‌ها انجام می‌شود. برای ارزیابی کمی از روش پیشنهاد شده در مرجع [۱۰۵] استفاده شده است. برای ارزیابی کمی، نیاز است تا ابتدا، تصاویر سی‌تی‌اسکن توسط کاربر بخش‌بندی شود و برجسب مناسب به هر پیکسل اختصاص یابد. از این رو، ۲۰۰ تصویر سی‌تی‌اسکن ریه توسط محققان این تحقیق با همکاری پزشک متخصص حبیب ذاکریان، برجسب‌گذاری شدند که در بخش اول به آن پرداخته شده است. در شکل ۴-۱ چند تصویر به عنوان نمونه گذاشته شده است. در گام بعدی، تصاویر ورودی به کمک الگوریتم پیشنهادی بخش‌بندی می‌شوند. سپس، تصویر حاصل از الگوریتم پیشنهادی به صورت کاملاً خودکار برجسب‌گذاری می‌شود. در این مرحله، ابتدا پالتی از تمام شدت روشنایی‌های تصویر برجسب‌گذاری شده تهیه می‌شود. در ادامه، شدت روشنایی‌های پالت به هر یک از شدت روشنایی‌های تصویر حاصل از الگوریتم نگاشته می‌شوند. در هنگام بخش‌بندی ممکن است شدت روشنایی‌هایی ایجاد شوند که از شدت روشنایی‌های اصلی فاصله‌ی نسبتاً زیادی دارند. البته، اگر

تمام پیکسل‌های خاکستری با یک شدت روشنایی خاص، خاکستری پررنگ شوند این تبدیل رنگ به عنوان خطای الگوریتم به‌شمار نمی‌رود. در گام بعدی، مقایسه‌ی پیکسل به پیکسل میان تصویر برچسب‌گذاری شده و تصویر حاصل از الگوریتم پیشنهادی انجام می‌شود و تعداد پیکسل‌هایی که دارای شدت روشنایی متفاوت با تصویر برچسب‌گذاری شده هستند، به عنوان خطای اولیه الگوریتم معرفی می‌شوند. از آنجا که اینجانب تصویر مرجع را برچسب‌گذاری کرده‌ام، خطای حاصل از برچسب‌گذاری نیز به خطای الگوریتم افزون شده است و خطای اولیه نیاز به اصلاح دارد. در مرحله‌ی نهایی، بر اساس معیار فاصله از تصویر مرجع، شدت روشنایی صحیح پیکسل‌های خطا انتخاب می‌شوند.

در واقع برای هر یک از پیکسل‌های خطا، شدت روشنایی صحیح از میان تصویر برچسب‌گذاری شده و تصویر حاصل از الگوریتم پیشنهادی انتخاب می‌شود و مبنای ارزیابی صحیح قرار می‌گیرد تا خطای نهایی الگوریتم تعیین شود. دیاگرام روش ارزیابی در شکل ۴-۱۵ نمایش داده شده است.



شکل ۴-۱۵. الگوریتم ارزیابی کمی

نتایج ارزیابی کمی برای چهار روش مختلف در جدول (۴-۱) نشان داده شده است. همانگونه که مشاهده می‌شود نرم‌افزار LayerPilot به دلیل به‌کارگیری کاربر، از روش مرجع [۶۵] دقیق‌تر است. و

روش مرجع [۵۵] به دلیل استفاده از یک الگوریتم کاملا بهبود یافته از دو روش قبل نتیجه بهتری

روش مرجع [۵۵]	روش مرجع [۶۵]	خروجی LayerPilot	روش پیشنهادی	
---------------	---------------	---------------------	--------------	--

داشته است. همچنین الگوریتم پیشنهادی به دلیل تناسب با کاربر، از نرم افزار LayerPilot، مرجع [۵۵] و مرجع [۶۵] دقیق تر است.

جدول ۴-۱. نتایج ارزیابی کمی برای چهار روش مختلف روی پایگاه داده برچسب گذاری شده

میانگین شباهت نهایی	میانگین شباهت اولیه	
٪۷۶/۰۴	٪۵۹/۸۱	روش مرجع [۶۵]
٪۸۴/۰۹	٪۶۰	نرم افزار LayerPilot
٪۸۵	٪۶۲/۱۱	روش مرجع [۵۵]
٪۹۲/۰۵	٪۶۴/۲۶	الگوریتم پیشنهادی

نوع دیگر این ارزیابی، روی هشت بخش حاصل از الگوریتم های مختلف اعمال شده است. یعنی تمامی پیکسل های بخش های استخراج شده از تمامی الگوریتم ها با همه ی بخش های استخراج شده از تصویر برچسب گذاری شده مقایسه می شود.

دقت نهایی بدست آمده از این ارزیابی، شباهت بیشتر الگوریتم پیشنهادی را به تصویر برچسب گذاری شده، نشان می دهد.

٪۹۲/۷۹	٪۹۰/۰۶	٪۸۸/۵۳	٪۹۴/۷۸	میانگین از خروجی اول
٪۹۷/۹۳	٪۹۰/۳۱	٪۸۸	٪۹۴/۷۸	میانگین از خروجی دوم
٪۹۵/۱۵	٪۹۲/۴۷	٪۷۰/۷۶	٪۹۷/۹۲	میانگین از خروجی سوم
٪۹۱/۸۴	٪۹۰/۶۲	٪۹۶/۹۷	٪۹۷/۰۲	میانگین از خروجی چهارم
٪۹۷/۱۹	٪۹۱	٪۹۶/۱۱	٪۹۶/۷۰	میانگین از خروجی پنجم
٪۹۸/۶۰	٪۹۸/۷۸	٪۹۱/۹۸	٪۹۸/۶۳	میانگین از خروجی ششم
٪۹۹/۰۶	٪۹۸/۹۵	٪۹۱/۸۵	٪۹۹/۰۹	میانگین از خروجی هفتم
٪۹۸/۸۱	٪۹۸/۷۳	٪۹۱/۴۱	٪۹۸/۸۱	میانگین از خروجی هشتم

جدول ۴-۲ نتایج ارزیابی کمی برای چهار روش مختلف با استفاده از خوشه‌یابی

۴-۵ جمع‌بندی

در این فصل ابتدا به معرفی و ارائه مشخصات پایگاه داده دریافت شده از بیمارستان امام حسین شاهرود پرداختیم.

از آنجا که برای یک ارزیابی مهندسی نیاز به یک پایگاه داده برچسب‌گذاری شده بود، تعداد ۲۰۰ عکس را جهت این نوع ارزیابی آماده کردیم. در ادامه دو نوع ارزیابی کمی و کیفی، جهت سنجش الگوریتم پیشنهادی ارائه شد. از آنجا که تصاویر در نهایت باید توسط پزشکان متخصص و یا سیستم تشخیص خودار مورد تحلیل قرار گیرد، قرار دادن سنجش کیفی الگوریتم بسیار مهم بود. این سنجش توسط دو یک پزشک رادیولوژی صورت گرفت. با توجه به نظر پزشکان دور نقاط ضعف و قوت الگوریتم خط کشیده شده است. در ادامه جهت ارزیابی مهندسی الگوریتم، سه روش جدید را مورد سنجش قرار دادیم. ابتدا الگوریتم با یک نرم‌افزار بخش‌بندی مقایسه شد. سپس الگوریتم را با دو مرجع جدید مورد ارزیابی قرار دادیم. در ادامه نوع دیگری از ارزیابی را بررسی کردیم. بدین صورت که تمامی تصاویر حاصل از اعمال الگوریتم‌های متفاوت را خوشه‌بندی کرده و با خوشه‌بندی تصویر برچسب‌گذاری شده مقایسه کردیم. تمامی درصد‌های بدست آمده در روش کمی و مقایسه‌های روش کیفی، نشان دهنده‌ی دقت بالاتر الگوریتم پیشنهادی بودند.

فصل ۵ : نتیجه گیری و پیشنهادها

در این فصل به جمع‌بندی الگوریتم ارائه شده و همچنین پیشنهادهایی برای کارهای آتی ارائه می‌دهیم.

۵-۱ جمع‌بندی و پیشنهادهای کارهای آتی

این پایان‌نامه در پنج فصل تهیه شد. در فصل اول مقدمه‌ای بر بخش‌بندی تصویر را شرح دادیم و اجزای ریه و انواع تصاویر پزشکی ریه را بررسی کردیم. در ادامه مشکلات و اهمیت بخش‌بندی تصاویر ریه را برشمردیم. یک مشکل اصلی برای بخش‌بندی تصاویر ریه، نمود بیشتری داشت که شامل وجود شدت روشنایی‌های فراوان در هر ناحیه بود. در فصل دوم به مرور روش‌های بخش‌بندی پرداختیم و با توجه به این بررسی‌ها، روش‌هایی برای بخش‌بندی تصاویر ریه مناسب بودند که اطلاعات مکانی و شدت روشنایی ناحیه و لبه‌های هر ناحیه را با هم در نظر می‌گرفتند. در فصل سوم به شرح روش پیشنهادی بخش‌بندی تصاویر ریه پرداختیم. در فصل چهارم ابتدا به معرفی دادگان پرداختیم و در ادامه نتایج روش پیشنهادی را بر روی این دادگان، تحلیل کردیم.

در بخش‌بندی تصاویر ریه، از روشی جدید استفاده شد. در این روش بر اساس روش یادگیری تقویت شده، مدلی مناسب برای بخش‌بندی تصاویر ریه طراحی شد. در این مدل با تعیین پاداش و جریمه هر عمل، شدت روشنایی هر پیکسل بر اساس پیکسل‌های همسایه، تعیین شد. این روش متناسب با کاربرد طراحی شد و از این رو در مقایسه با دیگر روش‌های بخش‌بندی دقت بالاتری داشت. ارزشمندی این روش در خودکار بودن آن بود.

معایب این روش وجود شدت روشنایی‌های بیشتر از تعداد اجزای اصلی و سرعت پایین به دلیل پیچیدگی محاسباتی بالا بودند. از آنجا که الگوریتم بخش‌بندی به صورت بلادرنگ استفاده نمی‌شود می‌توان تا حدی سرعت الگوریتم را فدای دقت آن کرد و این مشکل تا حدی قابل اغماض است. در

مواردی تعداد شدت روشنایی‌های حاصل از این روش، بیشتر از تعداد اجزا اصلی بودند. در واقع این روش مرحله‌ای از بخش‌بندی بود و برای رسیدن به تعداد شدت روشنایی برابر با اجزا اصلی نیاز بود تا بر روی تصویر حاصل از این روش، الگوریتم دیگری از خوشه‌بندی (مانند الگوریتم C-میانگین) اعمال شود.

با بررسی نتایج حاصل از بخش‌بندی با روش یادگیری تقویت شده بر روی ۲۰۰ قطعه عکس ریه و با اندازه ۵۱۲×۵۱۲، دقت مناسبی حاصل شد.

روش پیشنهادی شامل شش مرحله زیر بود:

۱- بخش‌بندی اولیه با استفاده از یادگیری تقویتی است.

۲- تمام نواحی مرزی تصویر تعیین می‌شوند. سپس درون هر مرز بسته یک ناحیه مجزا در نظر گرفته می‌شود.

۳- با توجه به میانگین شدت روشنایی‌های موجود در هر ناحیه، شدت روشنایی آن ناحیه مشخص می‌شود.

۴- پالت شدت روشنایی، با توجه به شدت روشنایی نواحی تعیین شده، ایجاد می‌شود.

۵- شدت روشنایی نواحی مرزی با شدت روشنایی‌های پالت و شدت روشنایی‌های پیکسل‌های همسایه تعیین می‌شود.

۶- بخش‌بندی نهایی با روش C-میانگین انجام می‌شود.

در مجموع، با استفاده از روش ارائه شده در این تحقیق، بخش‌بندی به صورت خودکار و در زمان بسیار کمی انجام شد. همچنین استفاده از روش پیشنهادی موجب شد دقت نهایی در مواردی نزدیک به دقت بخش‌بندی به صورت کاملاً دستی شود.

روش ارائه شده در این تحقیق، روشی نوین در بخش‌بندی تصاویر ریه بشمار می‌روند. همچنین این روش متناسب با کاربرد طراحی شده است و از این رو نتایج این روش نسبت به روش‌های عام، بهتر است.

با توجه به تجربه‌های بدست آمده در این تحقیق، چند پیشنهاد برای کارهای آینده ارائه می‌شود. در این تحقیق، از روش بخش‌بندی مبتنی بر یادگیری تقویت‌شده برای بخش‌بندی تصاویر ریه استفاده شد، با مقداری تغییر در این روش امکان استفاده از آن در کاربردهای مشابه وجود دارد.

در این رساله، الگوریتمی برای بخش‌بندی تصاویر ریه ارائه شد، بخش‌بندی تصاویر ریه بخش مهمی از تشخیص بیماری به صورت خودکار به‌شمار می‌رود. نارسایی قلبی، به دلیل کار در معادن، یکی از بیماری‌های شایع در استان سمنان است. شناسایی این بیماری از طریق تصاویر ریه میسر می‌شود. شناسایی خودکار این بیماری به کمک روش‌های هوش مصنوعی امکان‌پذیر است. همانگونه که بیان شد، بخش مهمی از شناسایی خودکار این بیماری، بخش‌بندی مناسب تصویر است. پس می‌توان این الگوریتم را به همراه ادامه روند شناسایی خودکار نارسایی قلبی در قالب نرم‌افزاری کاربر پسند در اختیار پزشک قرار داد و گامی مهم در تشخیص خودکار بیماری برداشت.

مراج

- [1] Clements, Alice J., and Matthew Smith. "Overt and covert capture of images of controlled-environment facility residents using intelligent controlled-environment facility resident communications and/or media devices." U.S. Patent Application 10/033,965, filed July 24, 2018.
- [2] Sahoo, Santosh Kumar, and B. B. Choudhury. "An Artificial Intelligent Centered Object Inspection System Using Crucial Images." *International Journal of Rough Sets and Data Analysis (IJRSDA)* 5, no. 1 (2018): 44-57.
- [3] Kanmani, Madheswari, and VenkateswaranNarasimhan. "Swarm intelligent based contrast enhancement algorithm with improved visual perception for color images." *Multimedia Tools and Applications* 77, no. 10 (2018): 12701-12724.
- [4] Li, Hui, Peng Wang, and ChunhuaShen. "Toward End-to-End Car License Plate Detection and Recognition With Deep Neural Networks." *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems* 99 (2018): 1-11.
- [5] Liu, Ji, Matthew R. Whiteway, Daniel A. Butts, and Patrick O. Kanold. "Spatial organization of the mouse auditory cortex to sound dynamics revealed using automated image segmentation." *bioRxiv* (2017): 139659.
- [6] سید ابراهیمی، سیدمحمد، پورقاسم، حسین، کشاورز، احمد، "بخش‌بندی ملانوما و دیگر عارضه‌های رنگی پوست در تصاویر درموسکی با استفاده از ترکیب روش‌های آستانه‌گذاری مبتنی بر الگوریتم یادگیری تقویتی" *مجله مهندسی برق، دوره ۴، شماره ۱۶، ۳۷-۴۸، زمستان ۹۲.*
- [7] Pont-Tuset, Jordi, et al. "Multiscale combinatorial grouping for image segmentation and object proposal generation." *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 39.1 (2017): 128-140.
- [8] Liang-Chieh, Chen, George Papandreou, Iasonas Kokkinos, Kevin Murphy, and Alan Yuille. "Semantic image segmentation with deep convolutional nets and fully connected crfs." In *International Conference on Learning Representations*. 2015.
- [9] Swierczynski, Piotr, Bartłomiej W. Papież, Julia A. Schnabel, and Colin Macdonald. "A Level-set Approach to Joint Image Segmentation and Registration with Application to CT Lung Imaging." *Computerized Medical Imaging and Graphics* (2017).
- [10] Kumar, S. Logesh, M. Swathy, S. Sathish, J. Sivaraman, and M. Rajasekar. "Identification of lung cancer cell using watershed segmentation on CT images." *Indian Journal of Science and Technology* 9, no. 1 (2016).
- [11] Chen, Chii-Jen. "Image Segmentation for Lung Lesions Using Ant Colony Optimization Classifier in Chest CT." In *International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing*, pp. 283-289. Springer, Cham, 2017.
- [12] Alilou, Mehdi, NihaBeig, Mahdi Orooji, PrabhakarRajiah, VamsidharVelcheti, SagarRakshit, Niyoti Reddy et al. "An integrated segmentation and shape-based

- classification scheme for distinguishing adenocarcinomas from granulomas on lung CT." *Medical Physics* (2017).
- [13] Pekar, Joanna, JustynaSkolarczyk, PiotrPekar, and Barbara Nieradko-Iwanicka. "The use of pictures and videos showing dermal and mucosal symptoms by patients in medical practice." *Journal of Education, Health and Sport* 8, no. 6 (2018): 20-25.
- [14] Hasleton, P. S. "Benign lung tumors and their malignant counterparts." *Spencer's pathology of the lung* (1996): 879-880.
- [15] Pournazari, Kamyar, PegahJahangiri, SiavashMehdizadehSeraj, Mohsen Khosravi, Leila Arani, Drew Torigian, and AbassAlavi. "PET/MRI applications in lung cancer." *Journal of Nuclear Medicine* 59, no. supplement 1 (2018): 1157-1157
- [16] Bradley, Stephen, Sarah Abraham, Adam Grice, Rocio Rodriguez Lopez, Judy Wright, Tracey Farragher, Beth Shinkins, and Richard D. Neal. "Sensitivity of chest X-ray for lung cancer: systematic review." *Br J Gen Pract* 68, no. suppl 1 (2018): bjgp18X696905.
- [17] Hardy, M. "Letter Re: Does advanced practice in radiography benefit the healthcare system? A literature review." *Radiography* 24, no. 1 (2018): 91.
- [۱۸] روزنامه ایران، شماره ۴۳۰۵، ۱۶ شهریور ۸۸، صفحه ۱۱، متن "سلامت".
- [19] Skourt, BrahimAit, Abdelhamid El Hassani, and AichaMajda. "Lung CT Image Segmentation Using Deep Neural Networks." *Procedia Computer Science* 127 (2018): 109-113.
- [20] Fukumoto, Yoshihiro, ed. *Diagnosis and Treatment of Pulmonary Hypertension: From Bench to Bedside*. Springer, 2017.
- [21] Zhao, Tianyi, Dashan Gao, Jiao Wang, and Zhaozheng Tin. "Lung segmentation in CT images using a fully convolutional neural network with multi-instance and conditional adversary loss." In *Biomedical Imaging (ISBI 2018)*, 2018 IEEE 15th International Symposium on, pp. 505-509. IEEE, 2018.
- [22] Negahdar, Mohammadreza, David Beymer, and TanveerSyeda-Mahmood. "Automated volumetric lung segmentation of thoracic CT images using fully convolutional neural network." In *Medical Imaging 2018: Computer-Aided Diagnosis*, vol. 10575, p. 105751J. International Society for Optics and Photonics, 2018.
- [23] Jithy, P. K., and Philomina Simon. "Review on Automatic Segmentation Techniques in Medical Images." (2017).
- [24] Fakhry, Ahmed, Tao Zeng, and ShuiwangJi. "Residual deconvolutional networks for brain electron microscopy image segmentation." *IEEE transactions on medical imaging* 36, no. 2 (2017): 447-456.
- [۲۵] حمید حسن پور، سکینه اسدی امیری، " مفاهیم جامع پردازش تصویر دیجیتال به همراه پیاده سازی الگوریتمها با Matlab" انتشارات دانشگاه صنعتی شاهرود، سال ۱۳۹۴.
- [۲۶] رافائل سی گنزالس، ترجمه مرتضی خادمی، مهندس داوود جعفری، " پردازش تصویر قمی " انتشارات دانشگاه فردوسی مشهد، سال ۱۳۸۳.
- [27] Monisha, R., R. Mrinalini, M. Nithila Britto, R. Ramakrishnan, and V. Rajinikanth. "Social Group Optimization and Shannon's Function-Based RGB Image Multi-level Thresholding." In *Smart Intelligent Computing and Applications*, pp. 123-132. Springer, Singapore, 2019.
- [28] Oh, Wonho, and W. Brent Lindquist. "Image thresholding by indicator kriging." *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence* 7 (1999): 590-602.

- [29] Mittal, Himanshu, and Mukesh Saraswat. "An optimum multi-level image thresholding segmentation using non-local means 2D histogram and exponential Kbest gravitational search algorithm." *Engineering Applications of Artificial Intelligence* 71 (2018): 226-235.
- [30] El Aziz, Mohamed Abd, Ahmed A. Ewees, Aboul Ella Hassanien, Mohammed Mudhsh, and Shengwu Xiong. "Multi-objective Whale Optimization Algorithm for Multilevel Thresholding Segmentation." In *Advances in Soft Computing and Machine Learning in Image Processing*, pp. 23-39. Springer, Cham, 2018.
- [31] Hou, Zujun, Wei-Yun Yau, N. L. Than, and W. Tang. "Complementary variance energy for fingerprint segmentation." In *International Conference on Multimedia Modeling*, pp. 113-122. Springer, Berlin, Heidelberg, 2008.
- [32] Tutika, Chetan Sai, Charan Vallapaneni, Bharath KP, N. Ruban, and Rajesh Kumar Muthu. "Cubic Spline Interpolation Segmenting over Conventional Segmentation Procedures: Application and Advantages." *arXiv preprint arXiv:1803.04621* (2018).
- [33] Mengistu, Abrham Debasu. "The Effects of Segmentation Techniques in Digital Image Based Identification of Ethiopian Coffee Variety." *TELKOMNIKA* 16, no. 2 (2018): 713-717.
- [34] Rachida, Z. E. G. O. U. R. "A Segmentation Method of Skin MRI 3D High Resolution in vivo." *Medical Technologies Journal* 2, no. 3 (2018): 255-261.
- [35] Kumar, Sushil, Millie Pant, Manoj Kumar, and Aditya Dutt. "Colour image segmentation with histogram and homogeneity histogram difference using evolutionary algorithms." *International Journal of Machine Learning and Cybernetics* 9, no. 1 (2018): 163-183.
- [36] Ceylan, Rahime, and Hasan Koyuncu. "ScPSO-Based Multithresholding Modalities for Suspicious Region Detection on Mammograms." In *Soft Computing Based Medical Image Analysis*, pp. 109-135. 20
- [37] Moshe, Eyal. "Augmented reality (ar) method and system enhanced through efficient edge detection of image objects." U.S. Patent Application 15/860,649, filed July 5, 2018.
- [38] Silburt, Ari, Mohamad Ali-Dib, Chenchong Zhu, Alan Jackson, Diana Valencia, Yevgeni Kissin, Daniel Tamayo, and Kristen Menou. "Lunar crater identification via deep learning." *Icarus* 317 (2019): 27-38.
- [39] Brejl, Marek, and Milan Sonka. "Object localization and border detection criteria design in edge-based image segmentation: automated learning from examples." *IEEE Transactions on Medical Imaging* 19, no. 10 (2000): 973-985.
- [40] Nie, Siqing, Jinhua Yu, Ping Chen, Jianqiu Zhang, and Yuanyuan Wang. "A novel method with a deep network and directional edges for automatic detection of a fetal head." In *EUSIPCO*, pp. 654-658. 2015.
- [41] Kawakami, Yutaro, Gaoxing Chen, and Takeshi Ikenaga. "Content based mode and depth skipping with Sharp and Directional Edges for intra prediction in Screen Content Coding." In *Signal Processing & Its Applications (CSPA), 2016 IEEE 12th International Colloquium on*, pp. 46-49. IEEE, 2016.
- [42] Paplinski, Andrew P. "Directional filtering in edge detection." *IEEE Transactions on Image Processing* 7, no. 4 (1998): 611-615.
- [43] Haralick, Robert M. "Digital step edges from zero crossing of second directional derivatives." In *Readings in Computer Vision*, pp. 216-226. 1987

- [44] Ferhat, F. Alim, L. Ait Mohamed, O. Kerdjadj, K. Messaoudi, A. Boudjelal, and S. Seddiki. "Implementation of SOBEL, PREWITT, ROBERTS edge detection on FPGA." In *Proceedings of the International Conference on Image Processing, Computer Vision, and Pattern Recognition (IPCVR)*, p. 1. The Steering Committee of The World Congress in Computer Science, Computer Engineering and Applied Computing (WorldComp), 2013.
- [45] Maini, Raman, and Himanshu Aggarwal. "Study and comparison of various image edge detection techniques." *International journal of image processing (IJIP)* 3, no. 1 (2009): 1-11.
- [46] Shrivakshan, G. T., and C. Chandrasekar. "A comparison of various edge detection techniques used in image processing." *International Journal of Computer Science Issues (IJCSI)* 9, no. 5 (2012): 269.
- [47] Arbelaez, Pablo, Michael Maire, Charles Fowlkes, and Jitendra Malik. "Contour detection and hierarchical image segmentation." *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 33, no. 5 (2011): 898-916.
- [48] Deriche, Rachid. "Using Canny's criteria to derive a recursively implemented optimal edge detector." *International journal of computer vision* 1, no. 2 (1987): 167-187.
- [49] Suzuki, Kenji, Isao Horiba, Noboru Sugie, and Michio Nanki. "Extraction of left ventricular contours from left ventriculograms by means of a neural edge detector." *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23, no. 3 (2004): 330-339.
- [50] Sandor, Stephanie, and Richard Leahy. "Matching deformable atlas models to preprocessed magnetic resonance brain images." In *Image Processing, 1994. Proceedings. ICIP-94., IEEE International Conference*, vol. 3, pp. 686-690. IEEE, 1994.
- [51] Chen, Wei, and Scott T. Acton. "Morphological pyramids for multiscale edge detection." In *Image Analysis and Interpretation, 1998 IEEE Southwest Symposium on*, pp. 137-141. IEEE, 1998.
- [52] Flores-Vidal, Pablo A., Pablo Olaso, Daniel Gómez, and Carely Guada. "A new edge detection method based on global evaluation using fuzzy clustering." *Soft Computing* (2018): 1-13.
- [53] Dixit, Aditya, Shashwat Pathak, Rahul Raj, C. H. Naveen, and V. R. Satpute. "An Efficient Fuzzy Based Edge Estimation for Iris Localization and Pupil Detection in Human Eye for Automated Cataract Detection System." In *2018 9th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT)*, pp. 1-6. IEEE, 2018.
- [54] Bias, Stephen, and Izzet Kale. "Mobile Hardware Based Implementation of a Novel, Efficient, Fuzzy Logic Inspired Edge Detection Technique for Analysis of Malaria Infected Microscopic Thin Blood Images." *Procedia Computer Science* 141 (2018): 374-381.
- [55] Lei, Tao, Xiaohong Jia, Yanning Zhang, Lifeng He, Hongying Meng, and Asoke K. Nandi. "Significantly fast and robust fuzzy c-means clustering algorithm based on morphological reconstruction and membership filtering." *IEEE Transactions on Fuzzy Systems* (2018).
- [56] Nezamabadi-Pour, Hossein, Saeid Saryazdi, and Esmat Rashedi. "Edge detection using ant algorithms." *Soft Computing* 10, no. 7 (2006): 623-628.
- [57] Chen, Fan, and Jianling Gao. "An Automatic Multiscale Region Growing Segmentation in Medical Image Based on SLIC and 2D OTSU." In *Proceedings of*

- the 3rd International Conference on Intelligent Information Processing*, pp. 58-62. ACM, 2018.
- [58] Kozegar, Ehsan, Mohsen Soryani, Hamid Behnam, M. Salamati, and T. Tan. "Mass Segmentation in Automated 3-D Breast Ultrasound Using Adaptive Region Growing and Supervised Edge-Based Deformable Model." *IEEE transactions on medical imaging* 37, no. 4 (2018): 918-928.
- [59] Dong, Jiyang, Ke Lu, Shuangfeng Dai, Jian Xue, and Rui Zhai. "Auto-Segmentation of Pathological Lung Parenchyma Based on Region Growing Method." In *International Conference on Internet Multimedia Computing and Service*, pp. 241-251. Springer, Singapore, 2017.
- [60] Cheng, David, Ravi Kannan, Santosh Vempala, and Grant Wang. "A divide-and-merge methodology for clustering." *ACM Transactions on Database Systems (TODS)* 31, no. 4 (2006): 1499-1525.
- [61] Gendreau, Michel, Gilbert Laporte, and Eduardo Morais Guimarães. "A divide and merge heuristic for the multiprocessor scheduling problem with sequence dependent setup times." *European Journal of Operational Research* 133, no. 1 (2001): 183-189.
- [62] Jain, Anil K., and Richard C. Dubes. "Algorithms for clustering data." (1988).
- [63] Krishna, K., and M. Narasimha Murty. "Genetic K-means algorithm." *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)* 29, no. 3 (1999): 433-439.
- [64] Lauer, Fabien, and Gérard Bloch. "Classification." In *Hybrid System Identification*, pp. 59-75. Springer, Cham, 2019.
- [65] Sethy, Prabira, Baishalee Negi, and Nilamani Bhoi. "Detection of Healthy & Defected Diseased Leaf of Rice Crop Using K-Means Clustering Technique." *International Journal of Computer Applications* 157, no. 1 (2017): 0975-8887.
- [66] Xu, Xiaohua, Zheng Liao, Ping He, Baichuan Fan, and Tianyu Jing. "Evolutionary Tree Spectral Clustering." In *Advances in Computer Communication and Computational Sciences*, pp. 259-267. Springer, Singapore, 2019.
- [67] Liang, Guohong, and Ying Li. "Spectral Clustering Algorithm Based on Attribute Weight of Information Entropy." In *Recent Developments in Intelligent Computing, Communication and Devices*, pp. 137-142. Springer, Singapore, 2019.
- [68] Toghraee, Maysam, Mohammad Reza Toghraee, and Farhad Rad. "Using of Image Processing for Diagnostic the Brain Tumor by of Methods K-mean Clustering and C-mean Fuzzy." *Journal of VLSI Design and Signal Processing* 4, no. 2 (2018).
- [69] Tsai, Cheng-Fa, Chun-Wei Tsai, Han-Chang Wu, and Tzer Yang. "ACODF: a novel data clustering approach for data mining in large databases." *Journal of Systems and Software* 73, no. 1 (2004): 133-145.
- [70] Maulik, Ujjwal, and Sanghamitra Bandyopadhyay. "Genetic algorithm-based clustering technique." *Pattern recognition* 33, no. 9 (2000): 1455-1465.
- [71] Panigrahi, Lipismita, Kesari Verma, and Bikesh Kumar Singh. "Ultrasound image segmentation using a novel multi-scale Gaussian kernel fuzzy clustering and multi-scale vector field convolution." *Expert Systems with Applications* 115 (2019): 486-498.
- [72] Lee, Shu Ling Alycia, Abbas Z. Kouzani, and Eric J. Hu. "Random forest based lung nodule classification aided by clustering." *Computerized medical imaging and graphics* 34, no. 7 (2010): 535-542.

- [73] Avci, Engin. "A new expert system for diagnosis of lung cancer: GDA—LS_SVM." *Journal of medical systems* 36, no. 3 (2012): 2005-2009.
- [74] Sun, Shenshen, Yang Guo, Yubao Guan, Huizhi Ren, Linan Fan, and Yan Kang. "Juxta-vascular nodule segmentation based on flow entropy and geodesic distance." *IEEE J. Biomedical and Health Informatics* 18, no. 4 (2014): 1355-1362.
- [75] Zhu, Xinliang, Jiawen Yao, Xin Luo, Guanghua Xiao, Yang Xie, Adi Gazdar, and Junzhou Huang. "Lung cancer survival prediction from pathological images and genetic data—An integration study." In *Biomedical Imaging (ISBI), 2016 IEEE 13th International Symposium on*, pp. 1173-1176. IEEE, 2016.
- [76] Agarwal, Ritika, Ankit Shankhadhar, and Raj Kumar Sagar. "Detection of lung cancer using content based medical image retrieval." In *Advanced Computing & Communication Technologies (ACCT), 2015 Fifth International Conference on*, pp. 48-52. IEEE, 2015.
- [۷۷] فاتح، منصور، کبیر، احسان اله، نیلی احمدآبادی، مجید، "کاهش رنگ در نقشه چاپی فرش به کمک یادگیری تقویت شده"، *مجله مهندسی برق و مهندسی کامپیوتر*، دوره ۹، شماره ۳، ۱۳۳-۱۴۲، پاییز ۱۳۹۰.
- [78] Otsu, Nobuyuki. "A threshold selection method from gray-level histograms." *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics* 9, no. 1 (1979): 62-66.
- [79] Lee, Ming-Yih, and Chi-Shih Yang. "Entropy-based feature extraction and decision tree induction for breast cancer diagnosis with standardized thermograph images." *Computer methods and programs in biomedicine* 100, no. 3 (2010): 269-282.
- [80] Lu, Chunhong, Zhaomin Zhu, and Xiaofeng Gu. "An intelligent system for lung cancer diagnosis using a new genetic algorithm based feature selection method." *Journal of medical systems* 38, no. 9 (2014): 97.
- [81] Ada¹, Rajneet Kaur. "Early detection and prediction of lung cancer survival using neural network classifier." (2013)
- [82] Daliri, Mohammad Reza. "A hybrid automatic system for the diagnosis of lung cancer based on genetic algorithm and fuzzy extreme learning machines." *Journal of medical systems* 36, no. 2 (2012): 1001-1005.
- [83] Pati, Soumen Kumar, Saptarshi Sengupta, and Asit K. Das. "Improved Genetic Algorithm for Selecting Significant Genes in Cancer Diagnosis." In *Progress in Advanced Computing and Intelligent Engineering*, pp. 395-405. Springer, Singapore, 2018.
- [84] de Carvalho Filho, Antonio Oseas, Aristófanés Corrêa Silva, Anselmo Cardoso de Paiva, Rodolfo Acatuassú Nunes, and Marcelo Gattass. "Computer-aided diagnosis of lung nodules in computed tomography by using phylogenetic diversity, genetic algorithm, and SVM." *Journal of digital imaging* 30, no. 6 (2017): 812-822.
- [85] Ghosh, Payel, Melanie Mitchell, James A. Tanyi, and Arthur Y. Hung. "Incorporating priors for medical image segmentation using a genetic algorithm." *Neurocomputing* 195 (2016): 181-194.
- [86] Kuruvilla, Jinsa, and K. Gunavathi. "Lung cancer classification using neural networks for CT images." *Computer methods and programs in biomedicine* 113, no. 1 (2014): 202-209.
- [87] Udeshani, K. A. G., R. G. N. Meegama, and T. G. I. Fernando. "Statistical feature-based neural network approach for the detection of lung cancer in chest x-ray images." *International Journal of Image Processing (IJIP)* 5, no. 4 (2011): 425-434.

- [88] Arulmurugan, R., and H. Anandakumar. "Early Detection of Lung Cancer Using Wavelet Feature Descriptor and Feed Forward Back Propagation Neural Networks Classifier." In *Computational Vision and Bio Inspired Computing*, pp. 103-110. Springer, Cham, 2018.
- [89] Kumar, Devinder, Alexander Wong, and David A. Clausi. "Lung nodule classification using deep features in CT images." In *Computer and Robot Vision (CRV), 2015 12th Conference on*, pp. 133-138. IEEE, 2015.
- [90] Coudray, Nicolas, Paolo Santiago Ocampo, Theodore Sakellaropoulos, Navneet Narula, Matija Snuderl, David Fenyö, Andre L. Moreira, Narges Razavian, and Aristotelis Tsirigos. "Classification and mutation prediction from non-small cell lung cancer histopathology images using deep learning." *Nature medicine* 24, no. 10 (2018): 1559.
- [91] Gordienko, Yu, Peng Gang, Jiang Hui, Wei Zeng, Yu Kochura, Oleg Alienin, Oleksandr Rokovyi, and Sergii Stirenko. "Deep learning with lung segmentation and bone shadow exclusion techniques for chest x-ray analysis of lung cancer." In *International Conference on Theory and Applications of Fuzzy Systems and Soft Computing*, pp. 638-647. Springer, Cham, 2018.
- [92] Nogee, Lawrence M., and Bruce C. Trapnell. "Lung diseases associated with disruption of pulmonary surfactant homeostasis." In *Kendig's Disorders of the Respiratory Tract in Children (Ninth Edition)*, pp. 836-849. 2019.
- [93] Knutsen, Alan Paul, James Temprano, Deepika Bhatla, and Raymond G. Slavin. "Hypersensitivity Pneumonitis and Eosinophilic Lung Diseases." In *Kendig's Disorders of the Respiratory Tract in Children (Ninth Edition)*, pp. 944-967. 2019.
- [94] Gao, Mingchen, Ulas Bagci, Le Lu, Aaron Wu, Mario Buty, Hoo-Chang Shin, Holger Roth et al. "Holistic classification of CT attenuation patterns for interstitial lung diseases via deep convolutional neural networks." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization* 6, no. 1 (2018): 1-6.
- [95] Joyseeree, Ranveer, Henning Müller, and Adrien Depeursinge. "Rotation-covariant tissue analysis for interstitial lung diseases using learned steerable filters: Performance evaluation and relevance for diagnostic aid." *Computerized Medical Imaging and Graphics* 64 (2018): 1-11.
- [96] Uppaluri, Renuka, Eric A. Hoffman, Milan Sonka, Patrick G. Hartley, Gary W. Hunninghake, and Geoffrey McLennan. "Computer recognition of regional lung disease patterns." *American journal of respiratory and critical care medicine* 160, no. 2 (1999): 648-654.
- [97] Sluimer, Ingrid C., Paul F. van Waes, Max A. Viergever, and Bram van Ginneken. "Computer-aided diagnosis in high resolution CT of the lungs." *Medical physics* 30, no. 12 (2003): 3081-3090.
- [98] Pan, Xinlei, Yurong You, Ziyan Wang, and Cewu Lu. "Virtual to real reinforcement learning for autonomous driving." *arXiv preprint arXiv:1704.03952* (2017).
- [99] Leibo, Joel Z., Cyprien de Masson d'Autume, Daniel Zoran, David Amos, Charles Beattie, Keith Anderson, Antonio García Castañeda et al. "Psychlab: a psychology laboratory for deep reinforcement learning agents." *arXiv preprint arXiv:1801.08116* (2018).
- [100] Elfving, S., and B. Seymour. "Parallel reward and punishment control in humans and robots: Safe reinforcement learning using the MaxPain algorithm." In *7th Joint*

- IEEE International Conference on Development and Learning and on Epigenetic Robotics, ICDL-EpiRob 2017*, vol. 2018, pp. 140-147. 2018.
- [101] Goel, Vik, Jameson Weng, and Pascal Poupart. "Unsupervised Video Object Segmentation for Deep Reinforcement Learning." *arXiv preprint arXiv:1805.07780* (2018).
- [102] Sahba, Farhang. "Object Segmentation in Image Sequences Using Reinforcement Learning." In *Computational Science and Computational Intelligence (CSCI), 2016 International Conference on*, pp. 1416-1417. IEEE, 2016.
- [103] Zhu, Yuke, Roozbeh Mottaghi, Eric Kolve, Joseph J. Lim, Abhinav Gupta, Li Fei-Fei, and Ali Farhadi. "Target-driven visual navigation in indoor scenes using deep reinforcement learning." In *Robotics and Automation (ICRA), 2017 IEEE International Conference on*, pp. 3357-3364. IEEE, 2017.
- [104] Konidaris, George, Scott Kuindersma, Roderic Grupen, and Andrew G. Barto. "Constructing skill trees for reinforcement learning agents from demonstration trajectories." In *Advances in neural information processing systems*, pp. 1162-1170. 2010.
- [۱۰۵] فاتح، منصور، کبیر، احسان اله، "ارائه روشی برای ارزیابی کمی الگوریتم‌های کاهش رنگ تصویر با ارائه نمونه‌ای کاربردی" مجله مهندسی برق و مهندسی کامپیوتر، سال ۱۵، شماره ۲، تابستان ۹۶.

واژه‌نامه

Lobe	لوب
Windpipe	نای
Bronchus	برونش
Bronchiole	برونشیول
Alveoli	آلوئول
World health organization	سازمان جهانی بهداشت
World cancer research found	سازمانی جهانی تحقیقات سرطان
Whale Optimization Algorithm	الگوریتم بهینه‌سازی نهنگ
Contour	لبه
Watershed	آب‌پخشان
Affinity matrix	ماتریس وابستگی
Edge based segmentation	بخش‌بندی مبتنی بر لبه
Region based segmentation	بخش‌بندی مبتنی بر ناحیه
Clustering	خوشه‌بندی
Merging	ادغام
Thresholding	آستانه‌گذاری
Reward	پاداش
action	عمل
Agglomerative	تجمعی
Quantization	چندی‌سازی
Splitting Techniques	تکنیک‌های جداسازی
Punishment	جریمه

Mean Square Error	میانگین مربع خطاها
Environment	محیط
Mapping	نگاشت
Reinforcement Learning	یادگیری تقویتی
Sarsa Algorithm	الگوریتم سارسا
Policy	سیاست
Markov Decision Processes	محیط مارکوف
Experience Rate	نرخ آموزش
Fascia	فاسیا

فهرست اختصارات

CAD Computer Aided Diagnosis	سیستم تشخیص کامپیوتری
CNN Convolutional neural network	شبکه عصبی کانولوشن
GSA Gravitational Search Algorithm	الگوریتم جستجوی گرانشی
PSO Particle swarm optimization	بهینه سازی ازدهام ذرات
ILD Interstitial Lung Disease	بافت بینابینی ریه

Abstract

Nowadays lung disease is a major global problem in the world. Many of the lung diseases are untreatable and reduce the life span of the individual. Early diagnosis of these diseases can help to completely cure the illness and reduce disease progression. Diagnosis of lung disease is often made based on CT scan images of the lungs. But the diagnosis of lung disease in CT images is a complicated and challenging task. Such a challenge is due to the noise of imaging, the lack of transparency of the image, the intensity of the lighting of some components, and so on. Eliminating these issues makes it easy to diagnose the disease for specialized physicians as well as existing automated diagnostic systems. In this thesis, we propose a novel approach for lung CT image segmentation. A correct segmentation of these images can help us to automatically detect lung diseases. The correct segmentation means a precise determination of the intensity of each area's brightness, the exact location of the pixels in each area and the preservation of the original image. We employed a reinforcement-based approach for our image segmentation. The proposed method produces the image without noise, and the image components are split with the best accuracy.

In order to evaluate our approach, we manually generated 200 labeled lung CT images. After that, the proposed method along with two recently published approaches is evaluated against our generated dataset. This comparative evaluation is conducted in two qualitative and quantitative ways. For the qualitative comparison, we employed the consultation of two ultrasound radiologists for evaluating the results of our approach. We also used a similarity measurement to quantitatively evaluate the performance of our proposed segmentation method. In both evaluation approaches, the proposed algorithm provides better performance compared to the other methods. The proposed method provides an accuracy of more than 90% for lung image segmentation, which shows around 5% increase of accuracy comparing to the state of the art.

Keywords: Segmentation, reinforcement learning, lung image, Sarsa algorithm, edge detection



Shahrood University of Technology
Faculty of Computer Engineering and Information Technology
M.Sc. Thesis in Artificial Intelligence

Lung CT Image Segmentation

By: Parnia Gheysari

Supervisor:

Dr. Mansoor Fateh

Advisor:

Dr. Mohsen Rezvani

January 2019