



دانشگاه تربیت مدرس

دانشکده مهندسی صنایع و سیستم ها

گروه مهندسی فناوری اطلاعات

پایان نامه کارشناسی ارشد

افزایش دقت تشخیص سرطان ریوی با استفاده از تصاویر سی تی اسکن ریه مبتنی بر روش بهبود کنتراست تصویر

نگارش

سیدمیثم علوی

استاد راهنما

جناب آقای دکتر مهرداد کارگری

استاد مشاور

جناب آقای دکتر مهدی عروجی

دی ۱۳۹۹





دانشکده

مهندسی صنایع و سیستم ها

بسمه تعالی

تاییدیه اعضای هیات داوران

آقای سیدمیثم علوی به شماره دانشجویی ۹۷۶۶۲۲۱۰۱۱ رشته مهندسی فناوری اطلاعات - سیستمهای تکنولوژی اطلاعات پایان نامه خود را با عنوان: افزایش دقت تشخیص سرطان ریوی با استفاده از تصاویر سی تی اسکن ریه مبتنی بر روش بهبود کنتراست تصویر در تاریخ ۱۳۹۹/۱۱/۱۲ ارائه کردند.

اعضای هیات داوران نسخه نهایی پایان نامه را از نظر فرم و محتوا بررسی نموده و پذیرش آنرا برای تکمیل درجه کارشناسی ارشد تایید می نمایند.

اعضای هیات داوران	نام و نام خانوادگی	رتبه علمی	امضاء
استاد راهنما	دکتر مهرداد کارگری	استادیار	
استاد مشاور	دکتر مهدی عروجی	استادیار	
استاد داور داخلی	دکتر توکنم خطیبی	استادیار	
استاد داور خارجی	دکتر منیره حسینی	دانشیار	
نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	دکتر توکنم خطیبی	استادیار	



آیین نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهشهای علمی دانشگاه تربیت مدرس

مقدمه: با عنایت به سیاست‌های پژوهشی و فناوری دانشگاه در راستای تحقق عدالت و کرامت انسانها که لازمه شکوفایی علمی و فنی است و رعایت حقوق مادی و معنوی دانشگاه و پژوهشگران، لازم است اعضای هیأت علمی، دانشجویان، دانش‌آموختگان و دیگر همکاران طرح، در مورد نتایج پژوهشهای علمی که تحت عناوین پایان‌نامه، رساله و طرحهای تحقیقاتی با هماهنگی دانشگاه انجام شده است، موارد زیر را رعایت نمایند:

ماده ۱- حق نشر و تکثیر پایان‌نامه/ رساله و درآمدهای حاصل از آنها متعلق به دانشگاه می باشد ولی حقوق معنوی پدید آورندگان محفوظ خواهد بود.

ماده ۲- انتشار مقاله یا مقالات مستخرج از پایان‌نامه/ رساله به صورت چاپ در نشریات علمی و یا ارائه در مجامع علمی باید به نام دانشگاه بوده و با تایید استاد راهنمای اصلی، یکی از اساتید راهنما، مشاور و یا دانشجو مسئول مکاتبات مقاله باشد. ولی مسئولیت علمی مقاله مستخرج از پایان‌نامه و رساله به عهده اساتید راهنما و دانشجو می باشد.

تبصره: در مقالاتی که پس از دانش‌آموختگی بصورت ترکیبی از اطلاعات جدید و نتایج حاصل از پایان‌نامه/ رساله نیز منتشر می‌شود نیز باید نام دانشگاه درج شود.

ماده ۳- انتشار کتاب، نرم افزار و یا آثار ویژه (اثری هنری مانند فیلم، عکس، نقاشی و نمایشنامه) حاصل از نتایج پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی کلیه واحدهای دانشگاه اعم از دانشکده ها، مراکز تحقیقاتی، پژوهشکده ها، پارک علم و فناوری و دیگر واحدها باید با مجوز کتبی صادره از معاونت پژوهشی دانشگاه و براساس آئین نامه های مصوب انجام شود.

ماده ۴- ثبت اختراع و تدوین دانش فنی و یا ارائه یافته ها در جشنواره‌های ملی، منطقه‌ای و بین‌المللی که حاصل نتایج مستخرج از پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی دانشگاه باید با هماهنگی استاد راهنما یا مجری طرح از طریق معاونت پژوهشی دانشگاه انجام گیرد.

ماده ۵- این آیین‌نامه در ۵ ماده و یک تبصره در تاریخ ۸۷/۴/۱ در شورای پژوهشی و در تاریخ ۸۷/۴/۲۳ در هیأت رئیسه دانشگاه به تایید رسید و در جلسه مورخ ۸۷/۷/۱۵ شورای دانشگاه به تصویب رسیده و از تاریخ تصویب در شورای دانشگاه لازم‌الاجرا است.

«اینجانب...سیدمیثم علوی...دانشجوی رشته...تکنولوژی اطلاعات..... ورودی سال تحصیلی.....۹۷..... مقطع...کارشناسی ارشد... دانشکده صنایع و سیستم ها.. متعهد می شوم کلیه نکات مندرج در آئین نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهش های علمی دانشگاه تربیت مدرس را در انتشار یافته های علمی مستخرج از پایان نامه / رساله تحصیلی خود رعایت نمایم. در صورت تخلف از مفاد آئین نامه فوق الاشعار به دانشگاه وکالت و نمایندگی می دهم که از طرف اینجانب نسبت به لغو امتیاز اختراع بنام بنده و یا هر گونه امتیاز دیگر و تغییر آن به نام دانشگاه اقدام نماید. ضمناً نسبت به جبران فوری ضرر و زیان حاصله بر اساس برآورد دانشگاه اقدام خواهم نمود و بدینوسیله حق هر گونه اعتراض را از خود سلب نمودم»

امضا:.....

تاریخ:.....

آیین نامه چاپ پایان نامه (رساله) های دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس

نظر به اینکه چاپ و انتشار پایان نامه (رساله) های تحصیلی دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس، مبین بخشی از فعالیتهای علمی - پژوهشی دانشگاه است بنابراین به منظور آگاهی و رعایت حقوق دانشگاه، دانش آموختگان این دانشگاه نسبت به رعایت موارد ذیل متعهد می شوند:

ماده ۱: در صورت اقدام به چاپ پایان نامه (رساله) ی خود، مراتب را قبلاً به طور کتبی به «دفتر نشر آثار علمی» دانشگاه اطلاع دهد.

ماده ۲: در صفحه سوم کتاب (پس از برگ شناسنامه) عبارت ذیل را چاپ کند:

«کتاب حاضر، حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد/ رساله دکتری نگارنده در رشته است که در سال
در دانشکده دانشگاه تربیت مدرس به راهنمایی سرکار خانم/جناب آقای دکتر
، مشاوره سرکار خانم/جناب آقای دکتر و مشاوره سرکار خانم/جناب
آقای دکتر از آن دفاع شده است.»

ماده ۳: به منظور جبران بخشی از هزینه های انتشارات دانشگاه، تعداد یک درصد شمارگان کتاب (در هر نوبت چاپ) را به «دفتر نشر آثار علمی» دانشگاه اهدا کند. دانشگاه می تواند مازاد نیاز خود را به نفع مرکز نشر در معرض فروش قرار دهد.

ماده ۴: در صورت عدم رعایت ماده ۳، ۵۰٪ بهای شمارگان چاپ شده رابه عنوان خسارت به دانشگاه تربیت مدرس، تأدیه کند.

ماده ۵: دانشجو تعهد و قبول می کند در صورت خودداری از پرداخت بهای خسارت، دانشگاه می تواند خسارت مذکور را از طریق مراجع قضایی مطالبه و وصول کند؛ به علاوه به دانشگاه حق می دهد به منظور استیفای حقوق خود، از طریق دادگاه، معادل وجه مذکور در ماده ۴ را از محل توقیف کتابهای عرضه شده نگارنده برای فروش، تامین نماید.

ماده ۶: اینجانب سیدمیشم علوی دانشجوی رشته تکنولوژی اطلاعات مقطع کارشناسی ارشد

تعهد فوق و ضمانت اجرایی آن را قبول کرده، به آن ملتزم می شوم.

نام و نام خانوادگی: سیدمیشم علوی

تاریخ و امضا:



دانشگاه تربیت مدرس

دانشکده مهندسی صنایع و سیستم ها

گروه مهندسی فناوری اطلاعات

پایان نامه کارشناسی ارشد

افزایش دقت تشخیص سرطان ریوی با استفاده از تصاویر سی تی اسکن ریه مبتنی بر روش بهبود کنتراست تصویر

نگارش

سیدمیثم علوی

استاد راهنما

جناب آقای دکتر مهرداد کارگری

استاد مشاور

جناب آقای دکتر مهدی عروجی

دی ۱۳۹۹

تشکر و قدردانی

بر خود لازم می‌دانم در اینجا تشکر و مراتب سپاس قلبی خود از زحمات و تلاش استاد گرانقدر جناب آقای دکترمهرداد کارگری و پیگیری‌های مکرر ایشان در راهبری این پایان‌نامه اعلام نمایم. از جناب آقای دکتر مهدی عروجی نیز که در مشاوره این پژوهش مساعدت فراوان نمودند، کمال تشکر و امتنان را دارم.

سیدمیشم علوی

دی ماه ۱۳۹۹

چکیده:

سرطان ریه یکی از بیماری‌های مهلک در جهان است. به دلیل دشواری شناخت سرطان ریه در مقایسه با سایر بیماری‌ها، این بیماری در آمار مرگ و میر پیشروترین بیماری حال حاضر است. دلیل اصلی عدم موفقیت در تشخیص زودهنگام این بیماری، کوچک بودن ضایعه است که به عنوان گره یا ندول شناخته می‌شود. در این میان تصویربرداری سی‌تی‌اسکن به عنوان قدرتمندترین ابزار برای تشخیص و ارزیابی این بیماری به کار برده می‌شود. در سال‌های اخیر محققین حوزه بینایی ماشین، سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری را معرفی کرده‌اند که به طور خودکار مناطق سالم و سرطانی بافت ریه را شناسایی و طبقه‌بندی می‌کنند. از سوی دیگر کیفیت مطلوب تصاویر استفاده شده در سیستم‌های مذکور جهت تشخیص دقیق، امری ضروری است. مواردی از قبیل کیفیت ضعیف تصویر، خستگی چشم و یا اشتباه نظری پزشک متخصص، می‌تواند منجر به خطای تشخیصی شود. در همین راستا یکی از بخش‌های مهم سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری قسمت بهبود کنتراست تصاویر است که وظیفه آن افزایش کیفیت و وضوح تصویر و در نتیجه تشخیص دقیق‌تر بیماری می‌باشد. با توجه به اهمیت موضوع در این پژوهش یک روش جدید جهت بهبود کنتراست تصاویر مبتنی بر مجموعه‌های سایه‌ای ارائه شده است که نتایج بر پایه معیارهای ارزیابی بهبود کنتراست نظیر Entropy، PSNR، AMBE، FSIM و SSIM حاکی از این است که به کارگیری مجموعه‌های سایه‌ای توانسته ضمن بهبود کنتراست تصویر، ویژگی‌های ساختاری تصویر را همزمان با پایین نگه داشتن میزان نویز حفظ کند. همچنین به کارگیری روش پیشنهادی در سیستم کمک تشخیص کامپیوتری سرطان ریه نشان داد که این روش موجب افزایش دقت این سیستم شده است.

کلمات کلیدی:

سرطان ریه، ندول‌های ریوی، تصاویر سی‌تی‌اسکن، بهبود کنتراست تصویر، سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری

فهرست مطالب

فصل اول: کلیات پژوهش

- ۱-۱- مقدمه ۲
- ۱-۲- بیان مسئله، ضرورت و اهمیت پژوهش ۳
- ۱-۳- پیش فرض‌های پژوهش ۵
- ۱-۴- پرسش‌های پژوهش ۵
- ۱-۵- جنبه جدید بودن و نوآوری پژوهش ۶
- ۱-۶- واژه‌های کلیدی پژوهش ۶
- ۱-۷- مراحل انجام پژوهش ۷
- ۱-۸- ساختار پایان‌نامه ۸
- ۱-۹- نتیجه‌گیری ۸

فصل دوم: مبانی نظری پژوهش

- ۲-۱- مقدمه ۱۰
- ۲-۲- ساختار ریه‌ها ۱۰
- ۲-۳- سرطان ریه ۱۲
- ۲-۳-۱- انواع سرطان ریه ۱۲
- ۲-۴- ندول ۱۳
- ۲-۴-۱- انواع ندول ۱۳
- ۲-۵- روش‌های تشخیص سرطان ریه ۱۶
- ۲-۵-۱- تصویر برداری پزشکی ۱۷
- ۲-۵-۲- بیوپسی ۱۸
- ۲-۶- سی‌تی‌اسکن ۱۹

- ۷-۲- سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری..... ۲۱
- ۸-۲- روش‌های بهبود کنتراست تصویر ۲۲
- ۸-۲-۱- روش‌های حوزه مکان ۲۴
- ۸-۲-۲- روش‌های حوزه فرکانس ۲۵
- ۹-۲- نتیجه‌گیری ۳۴

فصل سوم: ارائه روش پیشنهادی

- ۳-۱- مقدمه ۳۶
- ۳-۲- مجموعه‌های سایه‌ای ۳۶
- ۳-۳- روش تعیین α در مجموعه سایه‌ای ۳۹
- ۳-۴- روش پیشنهادی ۴۰
- ۳-۵- روش‌های ارزیابی ۴۳
- ۳-۵-۱- ارزیابی ذهنی ۴۳
- ۳-۵-۲- ارزیابی عینی ۴۴
- ۳-۶- معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر بدون مرجع ۴۵
- ۳-۶-۱- مقدار میانگین ۴۵
- ۳-۶-۲- انحراف معیار ۴۶
- ۳-۶-۳- آنتروپی اطلاعات ۴۶
- ۳-۷- معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر مرجع کامل ۴۷
- ۳-۷-۱- خطای مطلق میانگین روشنایی ۴۸
- ۳-۷-۲- نسبت سیگنال به نویز ۴۸
- ۳-۷-۳- شاخص تشابه ساختاری ۴۸
- ۳-۷-۴- شاخص تشابه ویژگی ۵۰
- ۳-۸- نتیجه‌گیری ۵۱

فصل چهارم: ارزیابی نتایج

- ۴-۱- مقدمه ۵۴

۵۴	۲-۴- ابزارپایاده سازی
۵۴	۳-۴- روش های مورد مقایسه با روش پیشنهادی
۵۵	۴-۴- مجموعه داده استفاده شده برای مقایسه
۵۵	۵-۴- نتایج مقایسه و ارزیابی
۵۹	۶-۴- بررسی تأثیر روش پیشنهادی بر دقت پیش بینی سیستم کمک تشخیص کامپیوتری
۵۹	۴-۶-۱- معرفی سیستم تشخیصی مورد استفاده برای ارزیابی روش پیشنهادی
۵۹	۴-۶-۲- معرفی داده و روش ارزیابی دقت طبقه بند مورد استفاده
۶۱	۴-۶-۳- ماتریس درهم ریختگی
۶۲	۴-۶-۴- معیارهای ارزیابی
۶۳	۴-۷- نتایج آزمایش روش پیشنهادی بر دقت تشخیص
۶۴	۴-۸- نتیجه گیری

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات کارهای آتی

۶۷	۵-۱- مقدمه
۶۷	۵-۲- نتایج و یافته های پژوهش
۶۹	۵-۳- محدودیت های پژوهش
۶۹	۵-۴- پیشنهاد پژوهش های آتی
۷۰	منابع
۷۹	پیوست ها

فهرست جدول‌ها

جدول ۱-۲: مروری بر روش‌های بهبود کنتراست	۳۲
جدول ۱-۳: معیار ارزیابی ذهنی	۴۳
جدول ۲-۳: معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر بدون مرجع	۴۶
جدول ۳-۳: معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر مرجع کامل	۵۰
جدول ۱-۴: مشخصات و ابزار پیاده‌سازی	۵۳
جدول ۲-۴: مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار Entropy	۵۴
جدول ۳-۴: مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار PSNR	۵۵
جدول ۴-۴: مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار AMBE	۵۵
جدول ۵-۴: مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار FSIM	۵۵
جدول ۶-۴: مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار SSIM	۵۶
جدول ۷-۴: مقایسه عملکرد روش‌های بهبود کنتراست بر حسب ۳-fold	۶۴
جدول ۸-۴: مقایسه عملکرد روش‌های بهبود کنتراست بر حسب ۵-fold	۶۴

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱: ندول ریوی در تصویر سی‌تی‌اسکن ریه..... ۴
- شکل ۱-۲: گام‌های پژوهش..... ۷
- شکل ۱-۳: نمای شماتیک ریه انسان..... ۱۰
- شکل ۲-۱: ساختار ریه در یک تصویر سی‌تی‌اسکن..... ۱۰
- شکل ۲-۲: تصویر ندول مفرد..... ۱۳
- شکل ۲-۳: تصویر ندول غیر مفرد..... ۱۳
- شکل ۲-۴: تصویر ندول بزرگ..... ۱۴
- شکل ۲-۵: تصویر ندول جامد..... ۱۵
- شکل ۲-۶: تصویر ندول کاواک..... ۱۵
- شکل ۲-۷: دستگاه سی‌تی‌اسکن..... ۱۹
- شکل ۲-۸: نمایش‌های متفاوت از سی‌تی‌اسکن ریه..... ۲۰
- شکل ۲-۹: بلاک دیاگرام سیستم کمک تشخیص کامپیوتری برای سرطان ریه..... ۲۱
- شکل ۲-۱۰: خروجی یک تصویر پس از اعمال الگوریتم متعادل‌سازی هیستوگرام..... ۲۶
- شکل ۳-۱: مجموعه فازی و مجموعه سایه‌ای متناظر آن..... ۳۸
- شکل ۳-۲: ساختار یک مجموعه سایه‌ای..... ۳۸
- شکل ۳-۳: فلوچارت روش پیشنهادی..... ۴۱
- شکل ۳-۴: سیستم اندازه‌گیری تشابه ساختاری..... ۴۹
- شکل ۴-۱: تصاویر مورد استفاده جهت ارزیابی روش پیشنهادی..... ۵۴

- شکل ۴-۲: بهبود کنتراست روش پیشنهادی در مقایسه با دیگر روش‌ها..... ۵۷
- شکل ۴-۳: تقسیم‌بندی داده‌های برای تست و آموزش..... ۵۸
- شکل ۴-۴: روش تقسیم k-fold..... ۵۹
- شکل ۴-۵: دیاگرام سیستم تشخیصی بدون اعمال روش بهبود کنتراست..... ۶۰
- شکل ۴-۶: دیاگرام سیستم تشخیصی با اعمال روش پیشنهادی بهبود کنتراست..... ۶۰
- شکل ۴-۷: ماتریس درهم‌ریختگی..... ۶۲

فصل اول

کلیات پژوهش

۱-۱- مقدمه

سرطان ریه^۱ نوعی سرطان کشنده است و باعث مرگ و میر روزانه تقریباً ۴۲۲ نفر در سراسر جهان می‌شود. با این وجود، تشخیص زودهنگام امری ضروری برای افزایش شانس زنده ماندن افراد مبتلا به این بیماری است. با در نظر داشتن تکنیک‌های موجود تشخیص تومورهای سرطانی، بیشتر از تصاویر سی‌تی‌اسکن برای تشخیص نواحی آلوده به تومور^۲ استفاده می‌شود (Khan et al., 2020). بر اساس گزارش آژانس بین‌المللی تحقیقات سرطان ۲/۰۹ میلیون مورد ابتلا به سرطان ریه تشخیص داده شده که از آنها ۱/۷۶ میلیون تاکنون جان باخته‌اند. اغلب، سرطان ریه بعد از ۵۰ سالگی تشخیص داده می‌شود. بنابراین درصد بیماران مبتلا به سرطان ریه روز به روز در حال افزایش است (Khan et al., 2019). به دلیل دشواری شناخت سرطان ریه در مقایسه با سایر بیماری‌ها این بیماری در آمار مرگ و میر پیشروترین بیماری حال حاضر است. دلیل اصلی عدم موفقیت در تشخیص زودهنگام این بیماری، کوچک بودن ضایعه است که به‌عنوان گره یا ندول^۳ شناخته می‌شود (Lakshmanaprabu et al., 2019). پزشکان قادرند این ندول‌ها را در عکس قفسه سینه و سی‌تی‌اسکن^۴ مشاهده نمایند. این ندول‌ها معمولاً وقتی بیمار به‌دلایل دیگر مورد بررسی قرار می‌گیرد کشف می‌شوند. در مرحله خوش‌خیم^۵ اندازه سلول تومور بسیار کوچک است اما با گذشت زمان اندازه تومور افزایش می‌یابد و تومور بدخیم^۶ می‌شود. در این زمان تشخیص برای رادیولوژیست بسیار ساده است اما برای درمان بیمار بسیار دیر هنگام است. لذا اگر تومور در مراحل اولیه تشخیص داده شود، شانس زنده ماندن بیمار بیشتر است (Lakshmanaprabu et al., 2019). به احتمال ۱۴ درصد، مدت زمانی که یک فرد مبتلا به سرطان ریه می‌تواند دوام بیاورد تقریباً ۵ سال است. اگر بیماری وی

^۱Lung Cancer

^۲Tumor

^۳Nodule

^۴CT Scan

^۵Benign

^۶malign

موضعی باشد این احتمال ۵۲ درصد و اگر متاستاز^۱ باشد در حدود ۴ درصد است؛ بنابراین برای یک بیمار سرطانی در مراحل اولیه بسیار مهم است که بیماری وی تشخیص داده شود و تشخیص به کمک کامپیوتر به همراه رادیولوژی می تواند در رسیدن به این مهم بسیار امیدوارکننده باشد (Sun, Li and Kang, 2016).

از آنجایی که ندول های ریه توده های کوچک و متراکمی در ریه انسان هستند، شناسایی آنها گاهی از عروق خونی^۲ که لکه های دایره ای شکل می باشند، دچار مشکل می شود. این تشخیص با چشم می تواند مستعد خطا باشد و رادیولوژیست ممکن است ندول و در نتیجه سرطان را شناسایی نکند. بنابراین وجود یک سیستم پردازش تصویر^۳ با قدرت استخراج ویژگی هایی که چشم انسان قادر به تشخیص آنها نیست یا با دقت پایین آنها را شناسایی می کند، می تواند بسیار مفید واقع شود.

۱-۲- بیان مسئله، ضرورت و اهمیت پژوهش

در بین بیماری های ریوی، سرطان ریه همچنان به عنوان یکی از خطرناک ترین سرطان ها شناخته می شود. آلودگی هوا ناشی از صنعتی شدن شهرها، مصرف دخانیات و عوامل ژنتیکی از دلایل عمده ابتلا به این بیماری می باشد. تشخیص زودهنگام بیماری های ریوی تأثیر عمده ای در احتمال درمان قطعی بیماری خواهد داشت (Lakshmanaprabu *et al.*, 2019). یکی از مهم ترین تکنیک های مورد استفاده در تشخیص سرطان ریه، سی تی اسکن^۴ قفسه سینه بیمار است. این یکی از دقیق ترین روش های معاینه است، زیرا امکان تصویربرداری از تمامی بخش های ریه را می دهد و در نتیجه رادیولوژیست و پزشک را قادر می سازد تمام قسمت های ریه را معاینه و بررسی کنند. تصویربرداری سی تی اسکن در تشخیص بیماری های ریه بسیار کارساز می باشد. این نوع تصویربرداری بعضی از جزئیاتی که در تصاویر رادیوگرافی^۵ مشخص نمی باشد را به خوبی آشکار می سازد (Hosseini *et al.*, 2012). با توجه به پیچیدگی و ساختارهای متنوع ندول ها و تعداد زیاد تصاویر سی تی اسکن مربوط به برش های مختلف ریه، پیدا کردن ندول ریوی از میان موارد مشکوک مانند رگ، زخم و غیره، کاری

^۱Metastasis

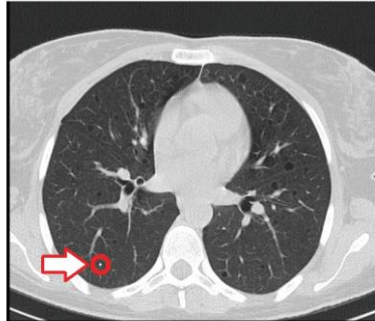
^۲Blood vessels

^۳Image Processing

^۴CT Scan

^۵Radiographic

دشوار، زمان‌بر و با احتمال خطای انسانی برای پزشکان متخصص می‌باشد (Hosseini et al., 2012). در شکل (۱-۱) نمونه‌ای از ندول ریوی که توسط پزشک متخصص تشخیص داده شده، مشاهده می‌شود.



شکل ۱-۱ ندول ریوی در تصویر سی تی اسکن ریه (Daniel, 2018)

مواردی از قبیل کیفیت ضعیف تصویر، خستگی چشم و یا اشتباه نظری پزشک متخصص نیز می‌تواند منجر به خطای تشخیصی شود. به همین دلیل محققین تلاش کرده‌اند سیستم‌های کامپیوتری ایجاد کنند که این حجم تصاویر را پردازش و تجزیه و تحلیل نماید و امکان تعیین حضور ندول‌های سرطانی را به صورت خودکار فراهم آورد. این سیستم‌ها به عنوان سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری^۱ (CAD) شناخته می‌شوند. سیستم CAD سیستمی است که به پزشک در امر تشخیص و تفسیر تصاویر پزشکی، یاری می‌رساند (Amer et al., 2018). این سیستم‌ها، تصاویر دیجیتال را به منظور تسهیل تصمیم‌گیری برای پزشک، پردازش کرده و بخش‌های مشکوک آن، مانند بیماری‌های احتمالی، را مشخص می‌کنند. در سال‌های اخیر از این سیستم‌ها در محیط‌های پزشکی استفاده می‌شود، با این حال نمی‌توان آن را جایگزین پزشک یا متخصصان دیگر دانست و تنها نقش پشتیبانی را ایفا می‌کند (Awai et al., 2004).

یکی از بخش‌های سیستم‌های CAD بخش بهبود کنتراست^۲ است که در فاز پیش پردازش تصویر انجام می‌شود. در بسیاری موارد به دلایل گوناگون تصاویر پزشکی کیفیت و کنتراست پایینی دارند که این امر منجر به تیرگی یا لبه‌های ضعیف (کنتراست کم) بین بافت‌های مجاور و در نتیجه تقسیم‌بندی نامناسب و خطا در طبقه‌بندی بافت‌ها می‌شود. به منظور تسهیل تشخیص زودهنگام و تشخیص دقیق، بهبود کنتراست و حفظ ویژگی‌های طبیعی یک

^۱computer aided diagnosis(CAD)

^۲enhancement contrast

^۳Pre-processing

^۴Edge

نیاز اساسی است. به همین دلیل مرحله بهبود کنتراست تصاویر در فاز پیش پردازش امری مهم و ضروری است. چراکه هرچه کنتراست تصویر بیشتر باشد، تشخیص توسط پزشک متخصص و نیز سیستم CAD با دقت بیشتری صورت خواهد گرفت. به دلیل اهمیت این موضوع در این پژوهش ابتدا، روشی به منظور بهبود کنتراست تصاویر پزشکی ارائه خواهد شد که سعی در بهبود تصویر همراه با حفظ ویژگی‌های ساختاری آن دارد و سپس تأثیر آن بر میزان دقت تشخیص یک سیستم CAD در بیماری سرطان ریه بررسی خواهد شد.

۱-۳- پیش فرض‌های پژوهش

پیش‌فرض‌های این پژوهش عبارت است از:

الف. در این پژوهش برای بررسی و ارزیابی روش پیشنهادی از طبقه‌بند طراحی شده مبتنی بر شبکه‌های عصبی پیچشی^۱ استفاده شده است.

ب. تصاویر پزشکی استفاده شده در این پژوهش، تصاویر سی‌تی‌اسکن دو بُعدی غیر رنگی می‌باشد.

۱-۴- پرسش‌های پژوهش

در طراحی روشی برای بهبود کنتراست تصاویر سی‌تی‌اسکن ریه، که هدف اصلی این پژوهش است سه پرسش مطرح می‌شود:

الف. آیا می‌توان با بهره‌گیری از مفهوم مجموعه‌های سایه‌ای و تنظیم پارامتر α به جدایش بهینه در کنتراست تصویر و در نتیجه بهبود آن رسید؟

ب. آیا نوع الگوریتم بهبود کنتراست تصویر به‌عنوان بخشی از سیستم CAD می‌تواند تأثیری بر میزان دقت و پیش‌بینی این سیستم‌ها داشته باشد؟

ج. آیا روش بهبود کنتراست مبتنی بر مجموعه‌های سایه‌ای باعث افزایش دقت سیستم کمک تشخیص پزشکی می‌شود؟

^۱Convolutional Neural Network

۱-۵- جنبه جدید بودن و نوآوری پژوهش

جنبه‌های نوآوری در این پژوهش به‌طور خلاصه عبارتند از:

- الف. یک روش جدید برای بهبود کنتراست تصاویر پزشکی مبتنی بر مجموعه‌های سایه‌ای ارائه شده است.
- ب. روش پیشنهادی باعث بهبود تصویر، همزمان با حفظ ساختار و ویژگی‌های تصویر و عدم تحمیل نویز اضافی به تصویر بهبود یافته می‌شود.
- ج. روش پیشنهادی در مقایسه با سایر الگوریتم‌های بهبود کنتراست، باعث بهبود دقت تشخیص در سیستم کمک تشخیص پزشکی سرطان ریه می‌شود.

۱-۶- واژه‌های کلیدی پژوهش

سرطان ریه: نوعی بیماری است که مشخصه آن رشد کنترل‌نشده سلول در بافت‌های ریه است.

ندول‌های ریوی: ندول ریوی یک کدورت کوچک و گرد یا بیضی شکل، با قطر کمتر از ۳۰ میلی‌متر است که در بافت ریه رشد می‌کند (Alvarado and Albert, 2005).

تصاویر سی‌تی اسکن: سی‌تی اسکن یا توموگرافی کامپیوتری^۱ استفاده از اشعه ایکس در ارتباط با الگوریتم‌ها و محاسبات کامپیوتری به‌منظور ایجاد تصویر از بدن است.

بهبود کنتراست تصویر: بهبود کنتراست نوعی تکنیک پردازش تصویر برای بهبود دید بصری بیننده انسانی^۲ از تصاویر یا فیلم است (Wu et al., 2018).

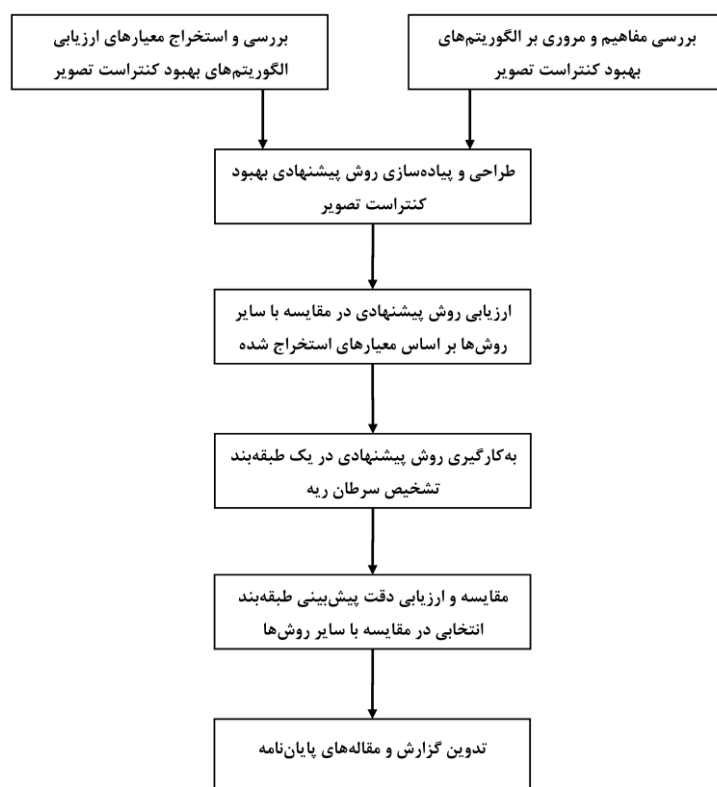
^۱Computed tomography

^۲Human viewer

سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری (CAD): سیستم‌هایی هستند که در تفسیر تصاویر پزشکی به پزشکان کمک می‌کنند. این سیستم‌ها تصاویر دیجیتال را برای برجسته کردن بخشهای قابل توجه، مانند بیماری‌های احتمالی جهت کمک و پشتیبانی از تصمیم پزشک متخصص پردازش می‌کنند (Senthilkumar and Umamaheswari, 2011).

۷-۱- مراحل انجام پژوهش

فرایند این پژوهش در شش گام انجام می‌شود. در گام اول به بررسی مفاهیم و الگوریتم‌های بهبود کنتراست و معیارهای ارزیابی آن پرداخته خواهد شد. در گام دوم روش پیشنهادی، طراحی و پیاده‌سازی و در گام سوم روش مذکور بر اساس معیارهای مورد مطالعه در گام اول ارزیابی می‌شود. گام چهارم شامل به‌کارگیری روش بهبود کنتراست پیشنهادی در یک طبقه‌بند سرطان ریه بوده و در گام پنجم دقت تشخیصی طبقه‌بند مذکور با استفاده از روش پیشنهادی در مقابل سایر روش‌ها، مقایسه و ارزیابی می‌شود. در نهایت در گام ششم، حاصل گام‌های اول تا پنجم در قالب پنج فصل پایان‌نامه تدوین خواهد شد. فرایند این پژوهش در شکل (۲-۱) آمده‌است.



شکل ۲-۱ گام‌های پژوهش

۸-۱- ساختار پایان‌نامه

ساختار کلی این پایان‌نامه به شکل زیر سازماندهی می‌شود:

در فصل دوم به بررسی مبانی نظری تحقیق و مرور ادبیات کارهای انجام شده در حوزه بهبود کنتراست تصاویر پرداخته خواهد شد. در فصل سوم روش پیشنهادی ارائه شده و در فصل چهارم نتایج آن در مقایسه با روش‌های دیگر ارزیابی خواهد شد. در نهایت فصل پنجم به نتیجه‌گیری و پیشنهادات کارهای آتی می‌پردازد.

۹-۱- نتیجه‌گیری

در این فصل ابتدا موضوع پیشنهادی معرفی و ضرورت انجام و اهداف آن تبیین شد. سپس پرسش‌ها و پیش-فرض‌های پژوهش مورد بحث قرار گرفتند و در قسمت بعد جنبه‌های نوآوری این تحقیق تشریح شد. در پایان نیز تعریف واژه‌های کلیدی پژوهش بیان شد. در فصل بعد مبانی نظری تحقیق مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

فصل دوم

مبانی نظری پژوهش

۱-۲- مقدمه

رشد فزاینده بیماری‌های ریوی در جوامع صنعتی امروزی، نیاز به روش‌های مدرن در تشخیص صحیح و زود هنگام آن را دوچندان می‌نماید. سرطان ریه شایع‌ترین علت مرگ در جهان و دومین سرطان شایع در مردان و زنان می‌باشد. شیوع سرطان ریه در جامعه حدود ۱۵ درصد بوده و میزان مرگ و میر ناشی از آن در مردان حدود ۳۱ درصد و در جمعیت زنان حدود ۲۶ درصد می‌باشد (Parkin *et al.*, 2005).

تعداد بسیاری از موارد ابتلا به سرطان ریه وابسته به استعمال دخانیات می‌باشد اگر چه فاکتورهای دیگری مانند عوامل محیطی (تغذیه) و عوامل ژنتیکی (سابقه خانوادگی و ژنتیک) نیز در ابتلا به این بیماری دخیل است (Ames and Gold, 1998). بسیاری از بیماران مبتلا به سرطان ریه در مراحل پایانی بیماری خود شناخته می‌شوند و لذا جراحی برای درمان این بیماران کارآمد نیست. شیمی‌درمانی و پرتو درمانی^۱ یا ترکیبی از این دو روش برای جلوگیری از پیشرفت توده سرطانی به کار گرفته می‌شود ولی در اکثر موارد این درمان‌ها تأثیر چندانی در جلوگیری از پیشرفت بیماری و درمان آن ندارند (Onn, Tsuboi and Thatcher, 2004). در ادامه به برخی مفاهیم مورد نیاز در این خصوص پرداخته می‌شود.

۲-۲- ساختار ریه‌ها

ریه‌ها دو عضو اسفنجی شکل در حفره قفسه سینه هستند، ریه‌ها به سه بخش تقسیم می‌شوند، که لوب^۲ نام دارند. ریه چپ به دو لوب تقسیم شده و اندازه آن کوچکتر است زیرا قلب بخشی از قفسه سینه را اشغال کرده است. شکل (۱-۲) نمایی شماتیک از ریه و اجزای درونی آن را نشان می‌دهد. هوا از طریق نای 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 اکسیژن هوای تنفسی را جذب کرده و دی‌اکسیدکربن

^۱Radiotherapy

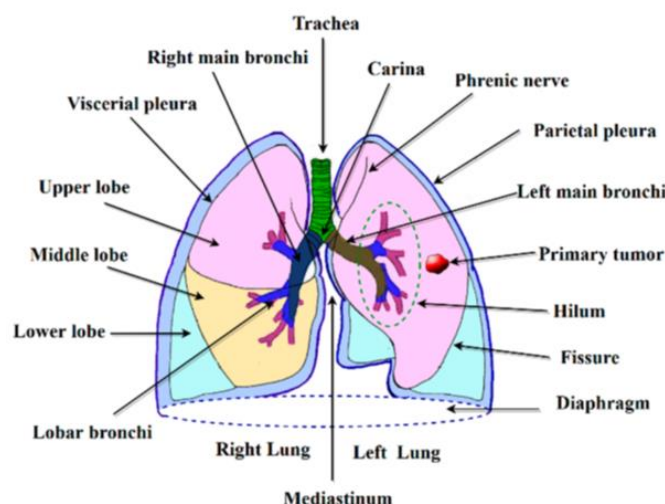
^۲Lobe

^۳Bronchial

^۴Bronchioles

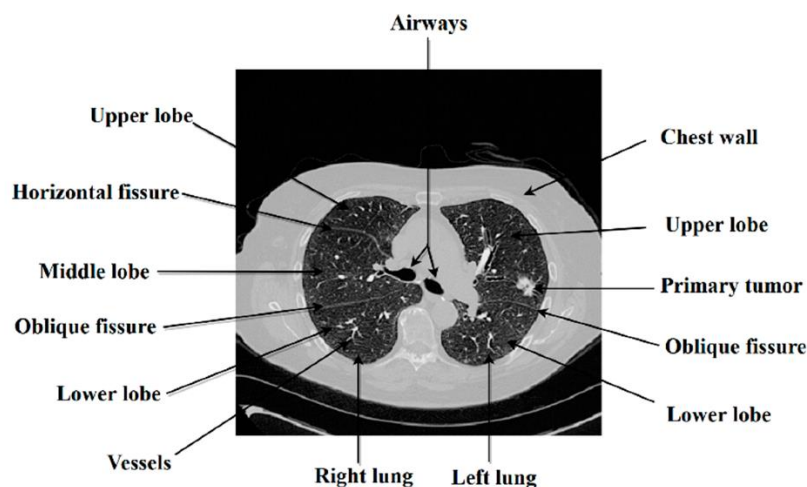
^۵Alveoli

را آزاد می‌کنند. جذب اکسیژن و دفع دی‌اکسیدکربن عمل اصلی ریه‌ها است. یک لایه نازک به نام پلورا ریه‌ها را احاطه کرده است و باعث تسهیل حرکات آنها در زمان انقباض و انبساط می‌شود.



شکل ۱-۲ نمای شماتیک ریه انسان (Paing *et al.*, 2019)

شکل (۲-۲) ساختار بخش‌های مختلف ریه را در یک تصویر سی‌تی‌اسکن نشان می‌دهد.



شکل ۲-۲ ساختار ریه در یک تصویر سی‌تی‌اسکن (Paing *et al.*, 2019)

۲-۳- سرطان ریه

سرطان ریه به عنوان یکی از عوامل اصلی رتبه‌بندی مرگ مرتبط با سرطان در سراسر جهان شناخته شده است (Keshani et al., 2013). اکثر سرطان‌های ریه از قسمت برونش آغاز می‌شوند و تعداد کمتری از آنها از نای یا برونشیول یا آلوئول نشأت می‌گیرند. سرطان‌ها در ابتدا باعث بوجود آمدن تغییرات پیش سرطانی در ریه می‌شوند. این تغییرات تومور نیستند اما غالباً باعث ایجاد سرطان می‌شوند که در ابتدا در عکس اشعه ایکس^۱ قفسه سینه دیده نمی‌شوند و علائمی ایجاد نمی‌کنند. زمانی علائم آن ظاهر می‌شود که بیماری در مراحل پیشرفته‌تری قرار گرفته باشد، در این مرحله از بیماری، تشخیص از طریق ندول‌هایی که در تصاویر سی‌تی‌اسکن دیده می‌شوند، انجام می‌گیرد. سرطان ریه در مراحل اولیه هیچ علائمی در تصاویر سی‌تی‌اسکن قفسه سینه ندارد و بیماران اغلب زمانی به پزشک مراجعه می‌کنند که بیماری آنها در مراحل پیشرفته‌تری قرار گرفته باشد. تشخیص زودهنگام سرطان ریوی در شروع و طرح‌ریزی درمان بیماران بسیار حیاتی است (Lakshmanaprabu et al., 2019). بنابراین، سرطان ریه باید قبل از آنکه در بدن گسترش یابد، در مراحل اولیه تشخیص داده شود. یکی از نشانه‌های شایع سرطان ریه، ندول‌های ریوی هستند. ندول‌های ریوی می‌توانند بزرگ و بزرگتر شوند، تا مرحله‌ای که توانایی ریه‌ها در فراهم آوردن گردش خون همراه با اکسیژن را تضعیف کنند. اگر بیماری درمان نشود، سلول‌های سرطانی می‌توانند از طریق گردش خون در قسمت‌های دیگر بدن انتشار یابند که به این حالت متاستاز گفته می‌شود.

۲-۳-۱- انواع سرطان ریه

با توجه به شکل ظاهری سلول‌های سرطانی ریه، انواع مختلفی از سرطان ریه وجود دارد که عبارتند از:

۱- سرطان ریه سلول کوچک^۲: سلول‌های سرطانی سلول کوچک که گاهی اوقات سرطان سلول‌های سرطانی جو مانند نیز نامیده می‌شود، رشد سریعی دارند و در زمان کوتاهی در اندام‌های دیگر پراکنده می‌شوند و در حدود ۲۰٪ سرطان‌های ریه از این گونه‌اند.

۲- سرطان ریه غیرسلول کوچک^۳: این نوع در سلول‌های بزرگ شروع به رشد می‌کند. گونه‌های زیادی از این نوع سرطان شناخته شده‌اند و در حدود ۸۰٪ سرطان‌های ریه از این گونه‌اند.

^۱X Ray

^۲small cell lung cancer

^۳non-small cell lung cancer

درمان‌های رایج سرطان ریه عبارتند از جراحی، شیمی‌درمانی و پرتودرمانی. سرطان ریه از نوع سلول‌های کوچک و غیر سلول کوچک به شیوه متفاوتی درمان می‌شوند. گاهی اوقات سرطان ریه غیرسلول کوچک با جراحی قابل درمان است، اما معمولاً سرطان ریه سلول کوچک به شیمی‌درمانی و پرتودرمانی بهتر پاسخ می‌دهد (Ghasemi, A, Aliyali M, 2015).

۲-۴-۲- ندول

اصطلاح ندول نقش کلیدی در تشخیص سرطان ریه ایفا می‌کند زیرا سرطان ریه اغلب به شکل ندول‌های ریوی ظاهر می‌شود که معمولاً براساس محل، شکل و ساختار داخلی آنها توصیف می‌شوند (Meldo et al., ۲۰۲۰). ندول ریوی، یک توده کوچک و گرد است که در ریه‌ها رشد می‌کند. بررسی ندول‌های ریوی در شناسایی اولیه سرطان ریه از جایگاه ویژه‌ای برخوردار هستند. زیرا حدود ۲۰٪ از موارد ندول‌های ریوی نشان دهنده سرطان ریه می‌باشد (Zhang et al., 2014). ندول ریه توده کوچکی در بافت ریه است که معمولاً در یک رادیوگرافی و یا سی‌تی‌اسکن قفسه سینه به صورت کروی و متراکم با سایه سفید دیده می‌شود. گاهی عروق خونی شبیه لکه‌های دایره‌ای دیده شده که شناسایی آنها را از ندول‌های ریوی دچار مشکل می‌کند. اندازه ندول ریه معمولاً حدود ۳ میلیمتر تا ۳۰ میلیمتر است، اگر چه بیشتر ندول‌های ریه غیر سرطانی هستند، اما در بین آنها نمونه سرطانی نیز دیده می‌شود. هر چه اندازه ندول ریه بزرگتر باشد با احتمال بیشتری می‌توان به سرطانی بودن آن نسبت به ندول کوچکتر نظر داد (Holley and Holley, 2009).

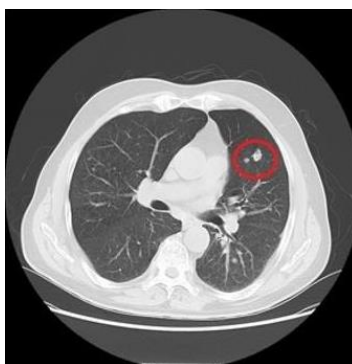
۲-۴-۱- انواع ندول

ندول‌های ریوی بافت اولیه سرطان ریه هستند اما این مسئله به معنی سرطانی بودن همه ندول‌های ریوی نیست. ندول‌ها به دو دسته خوش خیم و بدخیم دسته‌بندی می‌شود (Winer-muram, 2006). تشخیص اولیه ندول‌ها جهت افزایش طول عمر و کیفیت زندگی بیمار حائز اهمیت است. ندول‌های ریوی در مراحل اولیه سرطان بسیار کوچک هستند بنابراین تشخیص آنها در این مراحل نیازمند تخصص و تجربه است. آنچه پزشک در روش دستی برای تفکیک ندول از سایر اجزا انجام می‌دهد دنبال کردن مورد مشکوک در برش‌های متوالی تصاویر ریه است (Keshani

(2013, *et al.*) از لحاظ مورفولوژی^۱ و جایگاه قرارگیری ندول در بافت ریه، می توان طبقه بندی های مختلفی برای ندول ها در نظر گرفت. در ادامه سه نوع طبقه بندی در نظر گرفته شده برای ندول ها بیان می شود.

الف) طبقه بندی بر اساس اتصال ندول به سایر بافت های ریه مانند نای، نایژک و سایر اجزاء

- ندول غیر منفرد^۲: ندولی که به سایر اجزاء یا بافت های ریه مانند نایژه ها متصل است (شکل ۲-۴).
- ندول منفرد^۳: ندولی که به سایر اجزاء یا بافت های ریه متصل نیست و تنها توسط بافت اصلی ریه احاطه شده باشد (شکل ۳-۲).



شکل ۳-۲ تصویر ندول منفرد



شکل ۴-۲ تصویر ندول غیر منفرد

^۱Morphology

^۲Non-Isolated Nodule

^۳Bronchus

^۴Isolated Nodule

طبق این نوع طبقه‌بندی، ندول غیر منفرد شکل پیچیده‌تری دارد و تشخیص آن به مراتب دشوارتر از ندول منفرد است. تشخیص ندول غیر منفرد به عنوان یک چالش در پژوهش‌های زیادی مطرح شده است (Keshani *et al.*, ۲۰۱۳).

ب) طبقه‌بندی بر اساس اندازه ندول

- ندول بزرگ: ندولی که اندازه آن بیش از ۱۰ میلیمتر باشد (شکل ۲-۵).
- ندول کوچک: ندولی که اندازه آن بین ۲ تا ۱۰ میلیمتر باشد (Santos *et al.*, 2014).



شکل ۲-۵ تصویر ندول بزرگ

طبق این طبقه‌بندی تشخیص ندول کوچک به مراتب سخت‌تر از ندول بزرگ است زیرا که تفکیک این نوع ندول از سایر ساختارها مشکل‌تر است بنابراین در پژوهش‌ها بیشتر به تشخیص ندول کوچک پرداخته شده است (Kwong and Yucel, 2003).

ج) طبقه‌بندی بر اساس قرار گرفتن در محدوده دیواره ریه

- ندول جامد^۱: اگر ندول درون بافت داخلی ریه باشد و در مرز قرار نگرفته باشد (شکل ۲-۶).
- ندول کاواک^۲: اگر ندول به دیواره ریه چسبیده باشد (Valente *et al.*, 2016).

طبق طبقه‌بندی بالا شکل ندول کاواک نسبت به ندول جامد نامنظم‌تر است. شکل (۲-۷) تصویری از ریه شامل ندول کاواک را نشان می‌دهد. در این تصویر ندول به دیواره ریه چسبیده است.

^۱Solid Nodule

^۲Cavity Nodule



شکل ۲-۶ تصویرندول جامد



شکل ۲-۷ تصویرندول کاواک

۲-۵- روشهای تشخیص سرطان ریه

در سراسر دنیا، سرطان ریه شایع‌ترین دلیل مرگ‌ومیر مربوط به سرطان است، از این رو راههای جلوگیری و تشخیص آن اهمیت ویژه‌ای دارد (Valente *et al.*, 2016). با توجه به وضعیت عمومی سلامت فرد، روش‌های مختلفی جهت تشخیص این بیماری وجود دارد که در ادامه به دو مورد از آن اشاره شده است.

- تصویربرداری پزشکی
- نمونه‌برداری یا بیوپسی

۲-۵-۱- تصویر برداری پزشکی

تصویربرداری پزشکی^۱ برای بررسی وضعیت سلامتی بیمار نقشی حیاتی دارد و از آن برای تشخیص و درمان تعداد زیادی از بیماری‌ها استفاده می‌شود (Garcia-Hernandez, Gomez-Flores and Rubio-Loyola, 2016). تصویربرداری پزشکی یکی از پرکاربردترین روش‌ها برای تشخیص، تفسیر و نظارت بر بیماری مرتبط با بافت‌های^۲ زیرین در بدن انسان است (Zhao et al., 2019). مناسب بودن هر روش تصویربرداری پزشکی بستگی زیادی به بافتی دارد که باید تصویربرداری شود. به‌طور کلی، از تصویربرداری MRI^۳، توموگرافی کامپیوتری یا سی‌تی‌اسکن و تصاویر ماموگرافی^۴ همیشه برای بافت‌های با چگالی کم در بدن انسان استفاده می‌شود در حالی که تصویربرداری با اشعه ایکس معمولاً برای بافت‌های با تراکم بالا، مانند استخوان‌ها استفاده می‌شود (Zhao et al., ۲۰۱۹).

معمولاً تصاویر اشعه ایکس دارای کنتراست کم هستند. کاهش دید عناصر کوچک در تصاویر اشعه ایکس به دلیل نفوذ زیاد اشعه ایکس، تاری، تابش‌های پراکنده و ظرفیت محدود فیلم‌ها است که از ایجاد حداکثر کنتراست جلوگیری می‌کند (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020).

یک عکس ماموگرافی دارای دامنه باریکی از مقیاس خاکستری است. تصاویر ماموگرافی برای تشخیص سرطان پستان^۵ استفاده می‌شود. در این تصاویر توده‌های سرطانی و غیرسرطانی پستان به صورت قسمت‌های سفید و بافت‌های چرب به صورت قسمت‌های سیاه ظاهر می‌شوند. قسمت‌های دیگر به صورت سایه‌های خاکستری به نظر می‌رسند. ماهیت پیچیده و تنوع سطوح شدت^۶ باعث شده این تصاویر برای تفسیر بیماری‌های پستان چالش برانگیز باشد. به دلیل تصویربرداری با کنتراست پایین، برخی ضایعات سرطانی ممکن است درست تشخیص داده نشود و یا اینکه برخی ضایعات غیرسرطانی به اشتباه سرطانی تفسیر شوند (Kandhway, Bhandari and Singh, ۲۰۲۰). به همین دلیل، رادیولوژیست‌ها موفق به شناسایی ۱۰-۳۰٪ موارد سرطان پستان نمی‌شوند (Jenifer, S.).

^۱Medical Imaging

^۲Tissues

^۳Magnetic resonance imaging

^۴Mammography

^۵Density

^۶Breast cancer

^۷Intensity Level

(Parasuraman and Kadirvelu, 2016). بنابراین، کنتراست بالا، بافت یکنواخت و لبه‌های تیز تصاویر پزشکی برای تشخیص درست و سریع سرطان پستان لازم است (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020).

از تصویر MRI برای تشخیص اختلال یا ضایعات در مغز استفاده می‌شود. این اطلاعات جزئیات بیشتری در مورد چارچوب بافت نرم مغز انسان را ارائه می‌دهد. این تصویر برای تشخیص آسیب‌های حاد مانند تومور و سگته مغزی استفاده می‌شود (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020).

تصویر توموگرافی کامپیوتری یا سی‌تی‌اسکن تصویربرداری بهتری از بافت‌ها و استخوان‌های سخت را نشان می‌دهد. تصویر سی‌تی‌اسکن از لبه‌های نادرست بین رگ‌ها و اندام‌های کوچکتر مانند کیسه صفرا یا لوزالمعده رنج می‌برد. انجام چندین بار سی‌تی‌اسکن به دلیل وقوع آنافیلاکسی^۱ که نوعی آلرژی حاد است، برای برخی از بیماران می‌تواند مضر یا حتی کشنده باشد (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020). همه روش‌های تصویربرداری پزشکی که پیش‌تر به آنها اشاره شد، به دلیل شرایط نوری کم، نویزهای محیطی، محدودیت‌های فنی دستگاه‌های تصویربرداری و نیز در برخی مواقع خطای اپراتور انسانی، دارای ویژگی‌های کافی برای تشخیص دقیق نیستند. بنابراین این تصاویر معمولاً کیفیت و کنتراست پایینی دارند (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020). به همین دلیل بهبود تصویر راهکاری اساسی و کاربردی برای افزایش کیفیت تصویر است که باعث افزایش کارایی و دقت در کاربردهای پزشکی می‌شود.

۲-۵-۲- بیوپسی

بیوپسی^۲ به معنی نمونه‌برداری از بافت‌ها است. در این روش پزشک مقداری از بافت بدن را خارج کرده و برای بررسی به آزمایشگاه بافت‌شناسی می‌فرستد. نمونه‌برداری و انجام بیوپسی برای ندول‌های بدخیم امری ضروری است اما قبل از انجام بیوپسی استفاده از سی‌تی‌اسکن به عنوان یک ابزار هدایت‌گر جهت تشخیص بیماری پیشنهاد می‌شود (Winer-muram, 2006). بیوپسی به چند روش انجام می‌گیرد که عبارتند از:

^۱Anaphylaxis

^۲Biopsy

نمونه برداری با سوزن: در این روش با استفاده از سونوگرافی، توده در صفحه مانیتور رؤیت شده و پزشک با دقت سوزن را در بافت ریه فرو برده و مقداری از آن را جدا می‌کند. سپس نمونه مذکور جهت تشخیص سرطان به آزمایشگاه پاتولوژی^۱ فرستاده می‌شود.

نمونه برداری با برونسکوپ^۲: در این روش لوله فلزی از طریق دهان یا بینی به داخل نای فرستاده شده و اجازه رؤیت ریه را فراهم می‌سازد. سپس با استفاده از این لوله مقداری از بافت ریه جدا شده و نمونه به آزمایشگاه فرستاده می‌شود. این روش نیازی به بیهوشی عمومی ندارد، بلکه با بی‌حسی موضعی انجام می‌گیرد.

نمونه برداری با روش جراحی: جراحی یک روش باز برای برداشتن نمونه از ریه می‌باشد، که با بیهوشی عمومی انجام می‌گیرد. در این روش قفسه سینه و غدد لنفاوی مجاور کاملاً قابل دسترسی است. پزشک متخصص در این روش نمونه‌ای از غدد لنفاوی و بافت ریه که آسیب دیده را برداشته و به آزمایشگاه پاتولوژی می‌فرستد.

۲-۶- سی تی اسکن

همان‌طور که گفته شد، راه‌های مختلفی برای تشخیص سرطان ریه وجود دارد که سی تی اسکن یکی از آنهاست. سی تی اسکن حساس‌ترین و مهم‌ترین روش تصویربرداری برای تشخیص سرطان ریه است (Meldo *et al.*, ۲۰۲۰). در تصویربرداری از طریق سی تی اسکن با گرفتن تعدادی عکس توسط اشعه ایکس، تصویری از بدن نشان داده می‌شود و از این طریق محل و اندازه دقیق ندول و پراکندگی آن به بخش‌های دیگر قفسه سینه یا اندام‌های دورتر نظیر کبد مشخص می‌شود. در این روش بیمار بر روی تخت متحرکی قرار گرفته و وارد محفظه تونلی شکلی می‌شود که شامل منبع اشعه ایکس و حسگرهاست. تصاویر سی تی اسکن توسط سی تی اسکنر با مقاطع عرضی از بدن تهیه می‌شود. به جای گرفتن یک تصویر توسط اشعه ایکس، دستگاه سی تی اسکن ضمن چرخش به دور بدن تصاویر متعددی ایجاد می‌کند. سپس یک کامپیوتر این تصاویر را پردازش و به یک تصویر از برش مورد نظر تبدیل می‌کند. پس از انجام اسکن اطلاعات پردازش شده و نتیجه آن به صورت نمایش‌های متعددی بر روی مانیتور دستگاه نشان داده می‌شود. در شکل (۲-۸) یک دستگاه سی تی اسکن مشاهده می‌شود.

^۱Pathology

^۲Bronchoscope



شکل ۲-۸ دستگاه سی تی اسکن

از مزایای تصویربرداری به روش سی تی اسکن می توان به موارد زیر اشاره نمود:

۱- برخلاف تصویربرداری با اشعه ایکس، تصویربرداری به روش سی تی اسکن جزئیات دقیق تری از بافت های مختلف در اختیار قرار می دهد (Winer-muram, 2006).

۲- خواندن تصاویر سی تی اسکن نسبت به تصاویر MRI سریعتر صورت می گیرد (Kwong and Yucel, 2003).

۳- در صورت صلاح دید پزشک، تصویربرداری به روش سی تی اسکن می تواند جایگزین مناسبی برای عمل بیوپسی باشد. در این صورت فرایند تشخیص بیماری، بدون درد و غیرتهاجمی خواهد بود (Zahir et al., 2011).

نمایش های متفاوتی از تصاویر سی تی اسکن ریه وجود دارد. خروجی اسکنرهای سی تی، مجموعه ای از تصاویر سه بُعدی با وضوح بالا در سه جهت نمایش است. این سه جهت نمایش Axial، Sagittal و Coronal می باشد. در نمایش Coronal تصاویر از جلو به عقب، در نمایش Sagittal تصاویر از طرف چپ به راست و در نمایش Axial از طرف بالا به پایین نشان داده می شود. در شکل (۲-۹) سه جهت نمایش در یک تصویر سی تی-اسکن ارائه شده است.



Axial

Sagittal

Coronal

شکل ۲-۹ نمایش‌های متفاوت از سی‌تی اسکن ریه

در هر کدام از این نمایش‌ها استفاده از اطلاعات یک فریم باعث خطای بالا در تشخیص خواهد بود. بنابراین تشخیص زمانی دقیق‌تر خواهد بود که از تعداد فریم بیشتری استفاده شود. به عبارت دیگر پارامترهای مختلف تصویربرداری نظیر ضخامت برش اسلایس‌ها^۱ می‌تواند در آشکارسازی ندول‌های ریوی کوچک سهم بسزایی داشته باشد و هر چه این ضخامت کمتر باشد، آشکارسازی ندول‌های ریوی دقیق‌تر خواهد بود. لازم به ذکر است، داده‌های استفاده شده در این پایان‌نامه از نوع نمایش Axial می‌باشد.

۲-۷- سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری

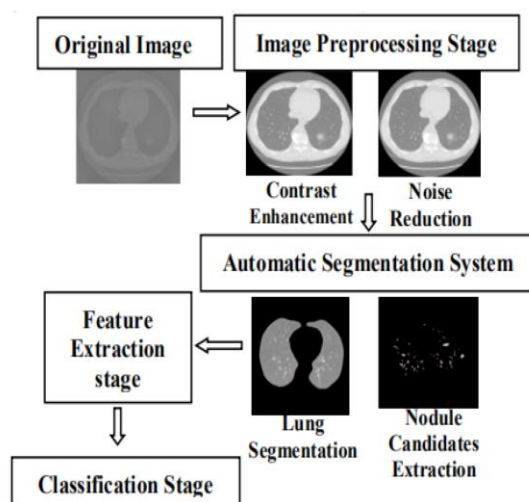
با توجه به نرخ بالای مرگ و میر سرطان ریه به عنوان یکی از انواع سرطان، بسیاری از سیستم‌های کمک تشخیص کامپیوتری (CAD) با استفاده از تکنیک‌های هوش مصنوعی توسعه یافته‌اند تا به رادیولوژیست‌ها در تشخیص و طبقه‌بندی ندول‌های ریوی کمک کنند (Meldo et al., 2020). با توجه به مزایای سی‌تی اسکن در مقابل سایر روش‌های تصویربرداری، بسیاری از سیستم‌های CAD سرطان ریه، از تصاویر سی‌تی اسکن ریه به عنوان مبنایی برای تحلیل این نوع سرطان استفاده می‌کنند (Meldo et al., 2020). سیستم‌های CAD برای کمک به متخصصان در تعیین و تشخیص ناهنجاری‌های احتمالی با استفاده از نتایج حاصل از آنالیز کامپیوتری تصاویر پزشکی ایجاد شده‌اند. معمولاً عملکرد این سیستم‌ها شامل چهار مرحله اصلی پیش‌پردازش تصویر^۲، قطعه‌بندی^۳ ضایعات،

^۱Slices

^۲Image preprocessing

^۳Segmentation

استخراج ویژگی‌ها و طبقه‌بندی اَضایعات است. سیستم‌های CAD برای تجزیه و تحلیل اندام‌های مختلف انسانی مانند پستان، ریه، روده بزرگ، مغز، کبد و سیستم عروقی استفاده شده است (Garcia-Hernandez, Gomez- Flores and Rubio-Loyola, 2016). در شکل (۱۰-۲) ساختار و بخش‌های مختلف یک سیستم CAD برای سرطان ریوی ارائه شده است.



شکل ۲-۱۰ بلاک دیاگرام سیستم کمک تشخیص کامپیوتری برای سرطان ریه (Amer et al., 2018)

۲-۸- روش‌های بهبود کنتراست تصویر

امروزه روش‌های کامپیوتری توانسته کاربردهای مؤثر و چشم‌گیری در حیطه‌های مختلف به‌خصوص علم پزشکی داشته باشند. از جمله مهم‌ترین کاربردهای روش‌های کامپیوتری در علم پزشکی، پردازش تصاویر پزشکی است. تصاویر پزشکی دربرگیرنده اطلاعات مهمی است که به پزشکان در تشخیص بیماری‌ها کمک می‌کند تا بتوانند به‌طور مؤثر نحوه درمان بیماران را تعیین کنند. تصمیمات پزشکی در مورد درمان بیماری‌ها بر اساس تصاویر پزشکی، با تصمیم بر اساس معاینه بالینی و خوداظهاری بیمار می‌تواند تفاوت قابل توجهی داشته باشد. بنابراین، تصاویر پزشکی با کیفیت خوب به‌خصوص در بیماری‌هایی نظیر سرطان و تومورها می‌تواند به پزشکان کمک شایانی نماید (Kalhor et al., 2019) و (Salem, Malik and Shams, 2019). به دلیل عمق مختلف اندام‌ها در بدن،

^۱Feature extraction

^۲Classification

ممکن است اشتباهاتی در تشخیص و درمان بیماری‌ها رخ دهد. اکثر تصاویر پزشکی از کنتراست و روشنایی^۱ ناکافی رنج می‌برند، که منجر به تاری یا ضعیف شدن لبه‌ها بین بافت‌های مجاور و در نتیجه تقسیم‌بندی ضعیف و یا اشتباه در طبقه‌بندی بافت‌ها و تشخیص نادرست بیماری می‌شود. از این رو استفاده از روش‌های بهبود و کاهش نویز^۲ در تصاویر پزشکی ضروری است (Gandhamal et al., 2017). افزایش کنتراست تصاویر پزشکی روشی بسیار عملی و امیدوارکننده برای بهبود تصویر است و می‌تواند دقت و کارایی را در کاربردهای پزشکی افزایش دهد. به همین علت محققین برای تأمین این الزامات روش‌های بسیاری برای بهبود کیفیت بصری تصاویر ارائه کرده‌اند. تکنیک‌های بهبود تصویر، ماهیت اصلی اطلاعات تصویر را تغییر نمی‌دهد و بر بعضی ویژگی‌های تصویر، نظیر روشنایی و لبه‌ها تأکید بیشتری می‌کنند که در نهایت این ویژگی‌ها وضوح تصویر را افزایش می‌دهد (Khan, Khan and Abbasi, 2014). بهبود کنتراست یک تصویر یک فرایند افزایش شدت دامنه به‌منظور برجسته‌کردن جزئیات ظریف تصویر است (Celik, 2014). کنتراست تصویر نشان‌دهنده تفاوت در مقادیر سطح خاکستری بین اشیا و پس‌زمینه در تصویر است. بنابراین، تصاویر با کنتراست بهبودیافته بهتر به‌نظر می‌رسند. به بیان دیگر بهبود کنتراست ویژگی‌های اساسی از تصویر را بهبود می‌دهد که به‌سختی برای چشم انسان قابل تشخیص است (Ariateja, Ardiyanto and Soesanti, 2018).

طی سال‌های گذشته تحقیقات گوناگونی در زمینه بهبود کنتراست تصویر انجام شده است که کاهش زمان محاسباتی^۳، بهبود کیفیت، افزایش جزئیات و طبیعی بودن^۴ تصویر در عین بهبود کنتراست از نتایج این تحقیقات است. با این حال همچنان چالش‌هایی در خصوص حفظ متوسط سطح روشنایی تصویر و نیز جلوگیری از تقویت نویز در آن وجود دارد. چالش‌های مطرح شده اخیر از آن جهت با اهمیت است که در مراحل بعدی پردازش تصویر دیجیتال مانند روند استخراج ویژگی‌ها، قطعه‌بندی و طبقه‌بندی تأثیرگذار است (Ariateja, Ardiyanto and Soesanti, 2018).

برای بهبود تصاویر، تکنیک‌های بسیاری به‌منظور تیزسازی^۵ و حذف نویز معرفی شده‌اند. هدف از تیزسازی، بهبود لبه‌ها، بدون ایجاد آثار تصنعی و هدف حذف نویز، کاهش نویز هم‌زمان با حفظ لبه‌ها است. دستیابی به هر دو هدف

^۱lumination

^۲Noise Reduction

^۳Computational time

^۴Naturalness

^۵Sharpening

تیزسازی و حذف نویز به صورت همزمان همواره به عنوان یک چالش جدی بوده است (S.Rahimi and Shayegan, 2020). تکنیک‌های بهبود تصاویر پزشکی با بالا بردن سطح اطلاعات مفید در تصویر برای پزشکان به منظور تشخیص دقیق تر یا با هدف کاهش برخی اطلاعات مزاحم انجام می شود. تصاویر پزشکی نقش برجسته ای در تشخیص بیماری و مرحله آنها توسط پزشکان دارند و بهبود کیفیت آن در کمک به رادیولوژیست ها و جراحان به منظور یافتن نواحی ناهنجار مفید است (Jiang, Lou and Liao, 2012).

به طور کلی روش های بهبود تصویر از لحاظ عملیاتی به دو دسته روش های حوزه مکان^۱ و روش های حوزه فرکانس^۲ تقسیم می شوند (Rahman, 2014).

۲-۸-۱- روش های حوزه مکان

روش های حوزه مکان به اعمال یک سری عملیات روی پیکسل های تصویر، با توجه به شدت و موقعیت آنها در تصویر می پردازد. به عبارت دیگر روش های حوزه مکان روش هایی هستند که به طور مستقیم بر روی پیکسل ها کار می کنند. روش های حوزه مکان را می توان به سه گروه دسته بندی کرد.

الف. رویکرد سراسری^۳: در این رویکرد اطلاعات همه تصویر در نظر گرفته شده و از یک تابع تبدیل استفاده می شود.

ب. رویکرد محلی^۴: در این رویکرد تنها اطلاعات همسایگان یک پیکسل برای تبدیل یک پیکسل استفاده می شود.

ج. رویکرد ترکیبی^۵: در این رویکرد از روش سراسری و محلی به صورت ترکیبی برای بهبود تصویر استفاده می شود (Rahman, 2014).

روش های بهبود سراسری همیشه نمی توانند نتایج رضایت بخشی ارائه دهند. به عنوان مثال، وقتی در هیستوگرام تصویر، قله های ناگهانی وجود دارد، روش های بهبود سراسری به خوبی کار نمی کنند.

^۱Spatial domain methods

^۲Frequency domain methods

^۳Global

^۴Local

^۵Hybrid

^۶Peak

از نظر پیچیدگی زمانی، تکنیک‌های بهبود تصویر محلی در مقایسه با نوع سراسری پیچیدگی بالاتری دارند. چون در تکنیک محلی باید اطلاعات پیکسل‌های همسایه هر پیکسل محاسبه شود و همین امر باعث افزایش پیچیدگی زمانی می‌شود (Rahman, 2014).

۲-۸-۲- روش‌های حوزه فرکانس

در حوزه فرکانس، تصویر به صورت انرژی در نظر گرفته شده و عملیات بر روی طیف سیگنال اعمال می‌گردد. این روش از تجزیه و تحلیل فوریه^۲ استفاده می‌کند. در این حوزه فیلترها به دو دسته فیلترهای هموارساز^۳ و فیلترهای تیزساز^۴ تقسیم می‌شوند. هموارسازی با استفاده از فیلتر پایین‌گذر^۵ از طریق حذف و تضعیف پیکسل‌های فرکانس بالا و تیزسازی با استفاده از فیلتر بالاگذر^۶ از طریق حذف پیکسل‌های فرکانس پایین تصویر انجام شده که موجب استخراج جزئیات بیشتری در تصویر می‌شود. بنابراین فیلترهای بالاگذر، تصاویر را تیز نموده و کیفیت بصری آنها را افزایش می‌دهد. همچنین در صورت نیاز به حذف فرکانس‌های بسیار بالا یا بسیار پایین در تصویر، از فیلتر میان‌گذر^۷ استفاده می‌شود (S.Rahimi and Shayegan, 2020). مزیت استفاده از فیلترهای پایین‌گذر، تضعیف نویز است. درعین حال تار شدن تصویر یکی از مشکلات این فیلترها است. استفاده از فیلترهای بالاگذر، موجب تیز شدن مرزهای بین مناطق یکنواخت می‌شود. اما این فیلترها، سیستم‌ها را نسبت به نویز حساس کرده و معمولاً کنتراست تصویر را بیش از حد افزایش می‌دهند که مصنوعی شدن تصاویر را به دنبال خواهد داشت (S.Rahimi and Shayegan, 2020). به طور کلی روش‌های بهبود کنتراست تصویر به دو دسته مستقیم^۸ و غیرمستقیم^۹ طبقه‌بندی می‌شوند. در روش‌های مستقیم، ضمن تعریف معیاری برای اندازه‌گیری کنتراست تصویر، تلاش می‌شود تا از راه بهبود این معیار، کنتراست تصویر بهبود یابد. در روش‌های غیرمستقیم، گستره دینامیکی

^۱Signal spectrum

^۲Fourier Analysis

^۳Smoothing filter

^۴Sharpening filter

^۵Low pass filter

^۶High pass filter

^۷Band pass filter

^۸Blurring

^۹Direct

^{۱۰}In-Direct

سطوح خاکستری تصویر برای بهبود کنتراست افزایش داده می‌شود. روش‌های غیرمستقیم که در سال‌های اخیر بیشتر مورد توجه محققین قرار گرفته به چهار دسته مبتنی بر تبدیل^۱، روش‌های تغییر مؤلفه‌های فرکانسی بالا و پایین، روش‌های مبتنی بر اصلاح هیستوگرام^۲ و روش‌های مبتنی بر محاسبات نرم^۳ تقسیم می‌شوند (Iravani and Ezoji, 2016).

تاکنون در ادبیات موضوعی روش‌های متعددی برای بهبود کنتراست و افزایش کیفیت تصاویر پزشکی ارائه شده است. برخی از آنها عبارتند از: متعادل‌سازی هیستوگرام^۴، تصحیح گاما^۵ و رویکردهای مبتنی بر دگرگونی که به‌طور گسترده برای بهبود ویژگی‌ها، کنتراست و درک بصری از تصاویر پزشکی و طبیعی مورد استفاده قرار می‌گیرند (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020).

یکی از رایج‌ترین، پرتف‌دارترین و ساده‌ترین روش‌های پایه برای بهبود کنتراست، روش متعادل‌سازی هیستوگرام (HE) است (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020). از این‌رو همواره در مقالات به‌عنوان یکی از روش‌های مقایسه حضور دارد (Iravani and Ezoji, 2016). در این روش که از دسته روش‌های غیرمستقیم بهبود کنتراست محسوب می‌شود، کنتراست یک تصویر به‌طور عمومی بهبود می‌یابد (Kamooni and Patra, 2019). در تکنیک متعادل‌سازی هیستوگرام ابتدا مقدار فراوانی برای تمام سطوح روشنایی تصویر داده شده، اندازه‌گیری می‌شود و سپس تابع توزیع تجمعی^۶ آن محاسبه می‌شود و در مرحله بعدی، عمل بهبود بر اساس محتوی کلی تصویر انجام می‌گیرد. الگوریتم متعادل‌سازی هیستوگرام پایه، از طریق یک تابع تبدیل، تصویر اصلی را به یک تصویر بهبودیافته نگاشت می‌کند که تابع تبدیل آن در رابطه (۱-۲) مشاهده می‌شود.

$$f(k) = (L-1) \times C(k) \quad (1-2)$$

در این رابطه، $C(K)$ تابع توزیع تجمعی سطوح خاکستری تصویر است و از رابطه (۲-۲) محاسبه می‌شود.

^۱Transform Base

^۲Histogram

^۳Soft Computing

^۴Histogram Equalization

^۵Gamma correction

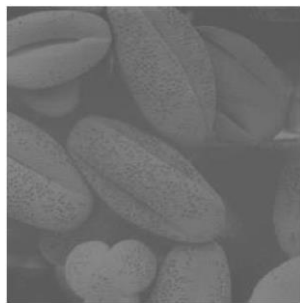
^۶Cumulative Distribution Function (CDF)

$$C(k) = \sum_{r=0}^k P(r) \quad , k = 0, 1, 2, \dots, L-1 \quad (2-2)$$

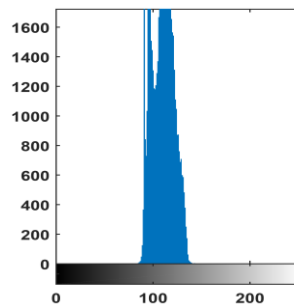
$P(r)$ در رابطه (۲-۲) تابع چگالی احتمال سطوح خاکستری یک تصویر است که به صورت رابطه (۳-۲) تعریف می شود.

$$P(k) = \frac{n_k}{N} \quad , k = 0, 1, 2, \dots, L-1 \quad (3-2)$$

در شکل (۱۱-۲) نمونه ای از یک تصویر قبل و پس از اعمال الگوریتم متعادل سازی هیستوگرام مشاهده می شود.



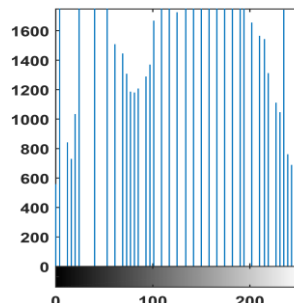
تصویر اصلی



هیستوگرام تصویر اصلی



تصویر بهبود یافته با HE



هیستوگرام تصویر بهبود یافته با HE

شکل ۱۱-۲ خروجی یک تصویر بعد از اعمال الگوریتم متعادل سازی هیستوگرام

هر چند روش متعادل سازی هیستوگرام پایه پیاده سازی ساده ای دارد (Wang et al., 2020)، اما این روش علاوه بر رنگ پریدگی در تصویر و در نتیجه از بین رفتن اطلاعات اصلی و جزئیات آن، باعث تقویت نویز در برخی

نواحی تصویر و همچنین عدم حفظ میانگین روشنایی تصویر می‌شود (Kim, 1997). لذا برای پردازش تصاویر پزشکی که دقت در آن ضروری است، قابل قبول نمی‌باشد. روش متعادل‌سازی هیستوگرام باعث می‌شود میانگین سطوح خاکستری در تصویر بهبود یافته در وسط بازه دینامیکی قرار گیرد که می‌تواند منجر به اثرات نامطلوب در تصویر خروجی شود. برای رفع این مشکل در (Kim, 1997) روشی با عنوان متعادل‌سازی هیستوگرام دو بخشی با حفظ میانگین روشنایی^۱ (BBHE) ارائه شد. در این روش با هدف حفظ روشنایی عمومی تصویر نسبت به تصویر اصلی، هیستوگرام تصویر ورودی بر اساس آستانه‌ای برابر با میانگین شدت روشنایی کل تصویر به دو زیر هیستوگرام تقسیم می‌شود و برای هر بخش از هیستوگرام تقسیم شده به‌طور جداگانه الگوریتم HE اعمال می‌شود. در همین راستا وانگ^۲ و همکاران متعادل‌سازی هیستوگرام دو بخشی را برای حفظ روشنایی عمومی به‌کار گرفتند. تنها تفاوت آنها نسبت به روش BBHE این بود که به‌جای تقسیم‌بندی هیستوگرام بر اساس میانگین از میانه به‌عنوان معیار تقسیم هیستوگرام استفاده کردند (Yu Wang, Chen and Zhang, 1999).

علاوه بر روش‌های سراسری، رویکردهای محلی^۳ نیز همواره در تحقیقات پژوهشگران این حوزه مورد توجه بوده‌است. در این الگوریتم‌ها همه نواحی تصویر به یک اندازه بهبود داده نمی‌شود (Kamoon and Patra, 2019). در همین راستا تکنیک متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی^۴ (AHE) معرفی شد (Pizer et al., 1987). در روش AHE، تصویر به بلوک‌های کوچک تقسیم می‌شود. در این روش هیستوگرام‌های مختلفی پردازش می‌شوند که در آن هر هیستوگرام به یک بلوک متفاوت از تصویر مربوط است. در نتیجه، روش AHE کنتراست تصویر را به‌صورت محلی بهبود می‌بخشد در نهایت همه بلوک‌های بهبود یافته تجمیع شده تا تصویر بهبود یافته نهایی ایجاد شود (Zimmerman et al., 1987). هرچند روش متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی نتایج خوبی را به‌همراه داشت، اما از مشکل سرعت آهسته و افزایش بیشتر نویز در تصویر رنج می‌برد (Arıcı et al., 2009). به‌منظور غلبه بر تشدید نویز در روش AHE، در (Zuiderveld, 1994) نوعی از متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی ارائه شد که تعمیم-یافته روش AHE بود و با عنوان متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی با کنتراست محدود شده^۵ (CLAHE) مطرح

^۱Brightness preserving Bi-Histogram Equalization(BBHE)

^۲Wang

^۳Local Approach

^۴Adaptive Histogram Equalization(AHE)

^۵Contrast limited adaptive histogram equalization

می‌شود. این روش تصویر اصلی را به چند تصویر فرعی بدون همپوشانی تقسیم می‌کرد و سپس هیستوگرام تصاویر فرعی به‌طور مجزا بهبود داده می‌شد.

بدون شک نقش تصحیح گامای تطبیقی^۱ (AGC) به‌منظور بهبود بیشتر تصاویر پزشکی پس از متعادل‌سازی هیستوگرام با اهمیت است (Kalhor et al., 2019). در (Chiu, Cheng and Huang, 2011) روشی خودکار برای بهبود تصاویر با نور کم مبتنی بر تصحیح گامای تطبیقی و توزیع شدت تجمعی^۲ پیشنهاد شده است. این روش برخلاف روش سنتی تصحیح گاما که از یک تابع توان ثابت^۳ با نمای گاما استفاده می‌کند، از نمایی براساس ترکیب تابع توزیع تجمعی و تابع چگالی احتمال استفاده می‌کند. در پژوهشی دیگر یک روش تبدیل خودکار به‌نام تصحیح گاما تطبیقی با توزیع وزن دار^۴ (AGCWD) ارائه شد. این تکنیک با به‌کارگیری تصحیح گاما و در نتیجه اصلاح توزیع احتمال پیکسل‌های روشن، سطح روشنایی یک تصویر با کنتراست پایین را افزایش می‌دهد (Huang, Cheng and Chiu, 2013).

در سال‌های اخیر رویکردهای ترکیبی بهبود تصاویر مبتنی بر تبدیل موجک نیز ارائه شده است. یانگ^۵ و همکاران روشی را پیشنهاد کردند که در آن از تبدیل موجک گسسته^۶ و شیوه آستانه‌گذاری نرم برای بهبود تصاویر پزشکی استفاده می‌شود (Yang, Su and Sun, 2010). در این روش ابتدا تصویر با استفاده از تبدیل موجک تجزیه می‌شود، در مرحله بعد فرکانس‌های بالای تصویر با تبدیل هار^۷ تجزیه می‌شود. سپس نویز در حوزه فرکانس با یک آستانه‌گذاری نرم کاهش داده می‌شود. در نهایت با تبدیل معکوس موجک و معکوس هار تصویر بهبود یافته ایجاد می‌شود. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد علاوه بر بهبود جزئیات تصویر، ویژگی لبه‌های تصویر نیز به‌خوبی حفظ می‌شود. در پژوهشی دیگر از ترکیب روش CLAHE و تبدیل موجک گسسته برای بهبود کنتراست، درعین جلوگیری از افزایش بیش از حد نویز استفاده شده است. در این روش ابتدا فرکانس‌های بالا و پایین تصویر توسط

^۱Adaptive gamma correction

^۲Cumulative Intensity Distribution

^۳Constant power function

^۴Exponent

^۵Adaptive Gamma Correction with Weighting Distribution

^۶Wavelet transform

^۷Yang

^۸Discrete wavelet transform(DWT)

^۹Haar transform

تبدیل موجک گسسته تجزیه می شود. سپس فرکانس های تصویر توسط روش CLAHE متعادل می شود درحالی که فرکانس های بالای تصویر بدون تغییر می ماند. در نهایت با استفاده از تبدیل موجک معکوس تصویر بهبودیافته بازسازی می شود (Lidong et al., 2015). از دیگر تحقیقات این حوزه می توان به ارائه راهکاری برای بهبود تصاویر سی تی اسکن با کنتراست پایین بر اساس ترکیب روش تصحیح گامای تطبیقی^۱ و تبدیل موجک گسسته (Kallel and Ben Hamida, 2017) و همچنین استفاده از روش تبدیل موجک گسسته به همراه الگوریتم جستجوی فاخته^۲ برای بهبود و افزایش روشنایی تصویر اشاره کرد (Bhandari et al., 2014).

از آنجا که در برخی کاربردها، نیاز به تکنیک های بهبود کنتراست تصویر به صورت خودکار و بدون هیچ گونه مداخله انسانی وجود دارد، محققین در برخی مطالعات خود روش های بهبود کنتراست خودکار را ارائه کرده اند (Kamoon and Patra, 2019). با این حال، طراحی الگوریتم های خودکار برای بهبود کنتراست تصاویر کاری دشوار است. زیرا نیاز به ارزیابی یک تابع هدف^۳ دارد که کیفیت تصویر بهبودیافته را اندازه گیری کند. در این راستا، الگوریتم های بهینه سازی مبتنی بر محاسبات تکاملی^۴ برای خودکار کردن بهبود کنتراست تصویر پیشنهاد شده است. اخیراً استفاده از الگوریتم های فراابتکاری^۵ نظیر الگوریتم ژنتیک^۶ و الگوریتم کلونی مورچگان^۷ به عنوان راهکاری جدید به منظور بهبود کنتراست تصویر معرفی شده است (Shakeri et al., 2017). به طور کلی، الگوریتم های بهبود کنتراست مبتنی بر روش های فراابتکاری، نشان داده اند از نظر توزیع مجدد شدت روشنایی پیکسل های تصویر، نتایج بهتری نسبت به الگوریتم های ارائه شده مبتنی بر HE دارند (Luque-Chang et al., 2021).

در (Draa and Bouaziz, 2014) روشی برای بهبود کنتراست بر اساس الگوریتم کلونی زنبور عسل^۸ (ABC) ارائه شده است که تابع انتقال را بر پایه الگوریتم های تکاملی ایجاد می کند و بر اساس ارزیابی کنتراست، بهترین تابع

^۱Adaptive gamma correction

^۲Cuckoo search algorithm(CS)

^۳Object Function

^۴Evolutionary Computing

^۵Meta Heuristic

^۶Genetic Algorithm

^۷Ant Colony

^۸Artificial Bee Colony

انتقال را مشخص می‌کند. در همین راستا، در (Hashemi *et al.*, 2010) از الگوریتم ژنتیک و در (Coelho, Sauer and Rudek, 2009) از الگوریتم تفاضل تکاملی^۱ برای بهبود کنتراست تصویر استفاده شده است.

در تحقیقی دیگر یک الگوریتم ترکیبی شامل الگوریتم ژنتیک، کلونی مورچه و شبیه سازی تبرید^۲ برای بهبود کنتراست تصویر ارائه شده است (Hoseini and Shayesteh, 2013). در (Bouaziz, Draa and Chikhi, 2014) یک روش بهبود کنتراست بر اساس الگوریتم جستجوی فاخته ارائه شده است. در پژوهشی دیگر با استفاده از ترکیب الگوریتم بهینه‌سازی ذرات^۳ و تصحیح گاما روشی جهت بهبود کنتراست تصاویر ارائه شده است (Mahmood *et al.*, 2019).

در (Kamooni and Patra, 2019) با ارائه یک الگوریتم جستجوی فاخته بهبودیافته سعی شده کنتراست تصاویر سیاه و سفید^۴ بهبود داده شود. در این تحقیق بوسیله بهینه‌کردن پارامترهای محلی و سراسری در تصویر، بهبود کنتراست به صورت خودکار صورت می‌گیرد و نتایج آن در مقایسه با روش‌های قبلی بهبود داشته است. همچنین در (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020) بهبود کنتراست تصاویر پزشکی مبتنی بر متعادل‌سازی هیستوگرام اصلاح شده با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی دسته میگوها^۵ ارائه شده است.

در برخی پژوهش‌ها روش‌های مبتنی بر نظریه فازی^۶ برای بهبود خودکار کنتراست تصویر مورد توجه محققین بوده است. نظریه مجموعه‌های فازی ابزاری قدرتمند برای ایجاد و توسعه تکنیک‌های جدید و مقاوم در حوزه پردازش تصاویر دیجیتال می‌باشد (Conclusion, 1989). در حوزه پردازش تصاویر مسائلی از قبیل غیردقیق بودن و غیرقطعی بودن^۷ وجود دارد لذا بسیاری از محققین سعی کرده‌اند از نظریه مجموعه‌های فازی برای پردازش و شناسایی تصویر استفاده کنند. تصاویر پزشکی تا حد زیادی با چالش عدم قطعیت مواجه است، لذا منطق فازی ابزاری مناسب برای تجزیه و تحلیل تصاویر پزشکی خواهد بود (Chaira, 2014). الگوریتم‌های بهبود تصویر مبتنی بر مجموعه‌های فازی در مقایسه با تکنیک‌های معمولی عملکرد بهتری از خود نشان داده‌اند. در این تکنیک‌ها

^۱Differential evolution

^۲Simulated Annealing

^۳Particle swarm optimization

^۴Gray Scale

^۵Krill herd algorithm(KHA)

^۶Fuzzy theory

^۷Uncertainty

بهبود تصویر به شیوه فازی، با نگاشت شدت سطوح خاکستری^۱ به فضای فازی با استفاده از تابع عضویت^۲ انجام می‌شود (Nair and Lakshmanan, 2011). با توسعه نظریه مجموعه فازی، نخستین بار در اواسط دهه ۱۹۸۱ از مجموعه‌های فازی در بهبود تصویر استفاده شد. پال^۳ و کینگ^۴ یک الگوریتم فازی برای بهبود تصویر ارائه کردند و آن را در تشخیص الگو و پردازش تصاویر پزشکی استفاده کردند. البته این الگوریتم همراه با مشکلاتی نظیر زمان اجرای طولانی بود (Pal and King, 1981). در (Li et al., 2016) روشی انعطاف‌پذیر ارائه شده است که از حداکثرسازی آنتروپی فازی^۵ و مکمل^۶ فازی برای بهبود تصویر استفاده می‌کند. چایرا^۷ در (Chaira, 2014) تکنیکی را برای بهبود کیفیت تصاویر پزشکی با استفاده از مجموعه فازی نوع II ارائه داد. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌ها عملکرد بهتری دارد. همچنین در این تحقیق برای نشان دادن مزیت روش در مقایسه با سایر روش‌ها، تشخیص و استخراج ضایعه‌های غیر طبیعی یا عروق خونی بر روی تصاویر بهبود یافته مورد ارزیابی قرار گرفت و نتایج آن حاکی از عملکرد بهتر روش ارائه شده توسط چایرا در مقایسه با سایر روش‌ها بود.

در پژوهشی دیگر یک الگوریتم جدید برای بهبود کنتراست بر اساس اطلاعات متنی فازی^۸ پیشنهاد شده است. این الگوریتم اختلاف شدت پیکسل‌ها را با توجه به ویژگیهای محلی (اطلاعات متنی) تصویر ورودی افزایش می‌دهد (Parihar, Verma and Khanna, 2017). در (Hanmandlu et al., 2009) با استفاده از نظریه فازی الگوریتمی برای بهبود تصاویر با نور بیش از حد کم یا زیاد ارائه شده است. در این روش برای بهینه‌سازی پارامترها از الگوریتم بهینه‌سازی غذاییابی باکتری^۹ (BFA) استفاده شده است. هرچند این الگوریتم عملکرد خوبی از خود نشان داد ولی به دلیل استفاده از (BFA) پیچیدگی بالایی داشت. همچنین در (Subramani and Veluchamy, 2019) یک روش بهبود کنتراست تصاویر پزشکی با به کارگیری متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی و مجموعه‌های فازی

^۱Gray level

^۲Membership function

^۳Pal

^۴King

^۵Fuzzy Entropy

^۶Complement

^۷Chaira

^۸Fuzzy contextual information

^۹Bacterial Foraging Algorithm(BFA)

ارائه شده است. این روش علاوه بر بهبود کنتراست تصویر، خصوصیات ذاتی تصویر را حفظ می‌کند. راجو^۱ و همکاران یک الگوریتم جدید مبتنی بر هیستوگرام و منطق فازی برای بهبود تصاویر رنگی با کنتراست پایین پیشنهاد کردند. این روش در مقایسه با سایر تکنیک‌های بهبود تصاویر دارای سرعت محاسباتی بالاتری می‌باشد (Raju and Nair, 2014). در (Wang et al., 2005) یک الگوریتم بهبود تصویر فازی تطبیقی ارائه شده است که می‌تواند علاوه بر بهبود کنتراست محلی تصاویر، باعث بهبود لبه‌های تصویر و مهار نویز شود. جدول (۲-۱) به اختصار برخی روش‌های بهبود کنتراست را از سال‌های گذشته تا کنون نشان می‌دهد.

جدول ۲-۱ مروری بر روش‌های بهبود کنتراست

نام اختصاری الگوریتم	روش	سال انتشار مرجع	نویسنده
BBHE	تقسیم هیستوگرام به دو بخش بر اساس میانگین روشنایی	(Kim, 1997)	Kim
DSIHE	مشابه روش BBHE، اما تقسیم هیستوگرام بر اساس میانه روشنایی	(Yu Wang, Chen and Zhang, 1999)	Wang
RMSHE	تقسیم‌بندی هیستوگرام بر اساس میانگین روشنایی	(Chen and Ramli, 2003a)	Chen
MMBEBHE	نسخه بهبود یافته BBHE و DSIHE تقسیم‌بندی هیستوگرام بر اساس یک حد آستانه با محاسبه خطای مطلق میانگین روشنایی	(Chen and Ramli, 2003b)	Chen
RSIHE	مشابه روش RMSHE، اما تقسیم‌بندی هیستوگرام بر اساس میانه	(Sim, Tso and Tan, 2007)	Sim
DHE	تقسیم‌بندی هیستوگرام، تخصیص محدوده سطح خاکستری برای هر زیر هیستوگرام، متعادل‌سازی هر زیر هیستوگرام	(Abdullah-Al-Wadud et al., ۲۰۰۷)	Al-Wadud
RSWHE	مشابه روش RMSHE با اضافه کردن وزن دهی هیستوگرام	(Kim and Chung, 2008)	Kim
BPDHE	تعمیم یافته روش DHE	(Ibrahim, Sia and Kong, 2007)	Ibrahim
BPDFHE	مشابه روش BPDHE، متعادل‌سازی زیر هیستوگرام‌ها به روش فازی پویا	(Sheet et al., 2010)	Sheet
AHE	تقسیم‌بندی هیستوگرام، بهبود مجزای هر بخش بر اساس هیستوگرام آن	(Pizer et al., 1987)	Pizer
CALHE	مشابه روش AHE با محدود کردن کنتراست	(Zuiderveld, 1994)	Zuiderveld
AGC	استفاده از تابع گامای سنتی، استفاده از نمای مبتنی بر تابع چگالی احتمال و تابع توزیع تجمعی بجای نمای ثابت	(Chiu, Cheng and Huang, 2011)	Chiu
AGCWD	مشابه AGC با اضافه کردن توزیع وزن	(Huang, Cheng and Chiu, 2013)	Huang
ABC	روش کلونی زنبور عسل، تعریف تصویر بهبود یافته به عنوان تابع هدف	(Draa and Bouaziz, 2014)	Draa

^۱Raju

Hoseini	(Hoseini and Shayesteh, 2013)	استفاده ترکیبی از روش کلونی مچگان، الگوریتم ژنتیک و الگوریتم شبیه سازی تبرید	Hybrid method
Kamoona	(Kamoona and Patra, 2019)	استفاده از الگوریتم جستجوی فاخته بهینه شده	ECS
Deng	(Deng, Duan and Zhou, 2015)	ترکیب مجموعه های فازی شهودی و فازی نوع II	Hybrid Fuzzy Enhancement
Parihar	(Parihar, Verma and Khanna, 2017)	استفاده از تابع عضویت فازی مبتنی بر شاخص تشابه فازی برای حفظ خصوصیات همسایگان هر پیکسل تصویر	FCCE
Subramani	(Subramani and Veluchamy, 2019)	ترکیب متعادل سازی هیستوگرام تطبیقی و مجموعه های فازی	FCDAHE
Jenifer	Jenifer, S. Parasuraman and) (Kadirvelu, 2016	ترکیب روش مبتنی بر هیستوگرام CALHE و نظریه فازی	FC-CLAHE

بررسی مرور ادبیات موضوع نشان می دهد تمرکز روش های مطرح شده پیشین عمدتاً بر بهبود کنتراست، حفظ ساختار و ویژگی های تصویر و در عین حال پایین بودن میزان نویز تصویر بوده است. با توجه به اهمیت بهبود کنتراست به خصوص در تصاویر پزشکی و همچنین بررسی ادبیات موضوع، در این پژوهش هدف ارائه روشی برای بهبود کنتراست، همزمان با حفظ ویژگی های ساختاری تصویر و پایین بودن مقدار نویز می باشد.

۲-۹- نتیجه گیری

در این فصل در ابتدا در مورد بیماری سرطان ریه و مسائل مربوط به آن بحث شد. در ادامه در مورد ندول های ریوی و انواع آن مطالبی مطرح شد. سپس به بررسی انواع روش های تشخیص سرطان ریه و راهکارهای آن پرداخته شد. پس از آن در مورد سیستم های CAD به عنوان یک ابزار کمک کننده به پزشک و رادیولوژیست جهت تشخیص ندول های ریوی خوش خیم و بدخیم مطالبی مطرح شد. در نهایت الگوریتم های بهبود کنتراست تصاویر مطرح شده در ادبیات موضوع مورد بررسی قرار گرفت. در فصل بعدی به ارائه روش پیشنهادی در این پژوهش پرداخته می شود.

فصل سوم

ارائه روش پیشنهادی

۳-۱- مقدمه

همان‌طور که پیش‌تر بیان شد، یکی از بخش‌های سیستم‌های CAD بخش بهبود کنتراست است که در فاز پیش پردازش تصویر انجام می‌شود. در بسیاری موارد به دلایل گوناگون تصاویر پزشکی کیفیت و کنتراست پایینی دارند. بهبود تصاویر پزشکی یکی از مسائل مهم و بنیادی در زمینه پردازش تصاویر پزشکی است زیرا ضرورت و اهمیت بسیار زیادی در جهت تشخیص بیماری‌های مختلف دارد. بر اساس بررسی ادبیات موضوعی و مشکلات روش‌های قبلی در این فصل یک روش بهبود کنتراست تصویر، مبتنی بر مجموعه‌های سایه‌ای^۱ ارائه می‌شود. با توجه به ضرورت، در ابتدا مقدماتی در خصوص مفاهیم مجموعه‌های سایه‌ای ارائه شده و پس از آن روش پیشنهادی جدید معرفی می‌شود.

۳-۲- مجموعه‌های سایه‌ای

مفهوم مجموعه‌های سایه‌ای اولین بار توسط پدریچ^۲ در سال ۱۹۹۸ مطرح شد (Pedrycz, 1998). نظریه مجموعه‌های سایه‌ای بر اساس یک منطق سه ارزشی تعریف شده و اساس آن بازنمایشی از نظریه مجموعه‌های فازی است. این نظریه معمولاً برای مقابله با مشکل عدم قطعیت استفاده می‌شود (Zhang et al., 2019).

مجموعه سایه‌ای: مجموعه‌ای است که مقادیر عضویت اعضاء در آن به سه مقدار کاملاً عضو، کاملاً حذف و ناشناخته تقسیم می‌شوند. مجموعه سایه‌ای بر روی مجموعه مرجع U ، نگاشتی از مجموعه U به مجموعه $\{0, 1, \mathfrak{I}\}$ می‌باشد که به صورت رابطه (۳-۱) نمایش داده می‌شود.

$$A: U \rightarrow \{0, 1, \mathfrak{I}\}, \quad \mathfrak{I} = [0, 1] \quad (3-1)$$

^۱Shadowed Set

^۲Pedrycz

پدريچ چارچوبی برای ایجاد مجموعه سایه‌ای به‌عنوان یک منطق سه ارزشی بر اساس مجموعه فازی معرفی کرد. با داشتن دو حد آستانه^۱ α, β که $0 \leq \beta \leq \alpha \leq 1$ یک مجموعه سایه‌ای بر اساس $\mu(x)$ تابع عضویت یک مجموعه فازی به‌صورت رابطه (۲-۳) تعریف می‌شود.

$$A_{(\alpha, \beta)}(X) = \begin{cases} 1 & \text{if } \mu(x) \geq \alpha \\ 0 & \text{if } \mu(x) \leq \beta \\ \in [0, 1] & \text{if } \alpha < \mu(x) < \beta \end{cases} \quad (2-3)$$

از نظریه مجموعه‌های سایه‌ای معمولاً در مواجهه با مسائلی که عدم قطعیت در آن وجود دارد، استفاده می‌شود. از سال ۱۹۹۸، مجموعه‌های سایه‌ای به‌عنوان رویکردی جدید برای مدل سازی روش‌های نمایش و پردازش مجموعه‌های فازی محسوب می‌شود، این نظریه تا کنون توسط محققین مختلف در زمینه‌های گوناگون مورد استفاده قرار گرفته‌است (Zhang et al., 2019). کاتانو^۲ برای تعریف رابطه بین مجموعه‌های فازی و مجموعه‌های سایه‌ای، یک روش جبری پیشنهاد کرد (Cattaneo and Ciucci, 2003). تاکنون محققین از مجموعه‌های سایه‌ای در تحقیقات گوناگونی استفاده کرده‌اند (Pedrycz, 2005; Mitra, Pedrycz and Barman, 2010; Zhou, Pedrycz and Miao, 2011). در تحقیقی کای^۳ و همکاران مجموعه‌های فازی پویا را با استفاده از مجموعه‌های سایه‌ای تفسیر کردند (Cai, 2017). در تحقیقی دیگر رویکردی برای به‌دست آوردن مجموعه‌های سایه‌ای برای توابع عضویت مثلثی^۴ و گاوسی^۵ ارائه شده است (Gonzalez, Melin and Castillo, 2017). در (Yao, Wang and Deng, 2017) یائو^۶ چارچوبی را برای ساخت مجموعه‌های سایه‌ای و تقریب سه مقداری مجموعه‌های فازی

^۱Threshold

^۲Cattaneo

^۳Kai

^۴Triangular membership functions

^۵Gaussian

^۶Yao

پیشنهاد کرد. به طور کلی در مجموعه‌های سایه‌ای زیر مجموعه‌ای از مجموعه مرجع که نشان‌دهنده تعلق کامل اعضا است، ناحیه هسته^۱ نامیده می‌شود و تعریف آن به صورت رابطه (۳-۳) می‌باشد.

$$Core(A) = \{x \in U \mid A(x) = 1\} \quad (3-3)$$

زیر مجموعه‌ای از مجموعه مرجع که نشان دهنده حذف کامل اعضا می‌باشد، ناحیه محذوف^۲ نامیده شده و تعریف آن به صورت رابطه (۴-۴) است.

$$Exc(A) = \{x \in U \mid A(x) = 0\} \quad (4-3)$$

و ناحیه‌ای که میزان عضویت اعضای آن، عضویت ناشناخته دارند، ناحیه سایه نامیده شده و به صورت زیر رابطه (۳-۳) و (۵) تعریف می‌شود (Tahayori and Sadeghian, 2013).

$$Shadow(A) = \{x \in U \mid A(x) = \Im\} \quad (5-3)$$

ناحیه پشتیبان^۳ نیز به صورت رابطه (۶-۳) تعریف می‌گردد:

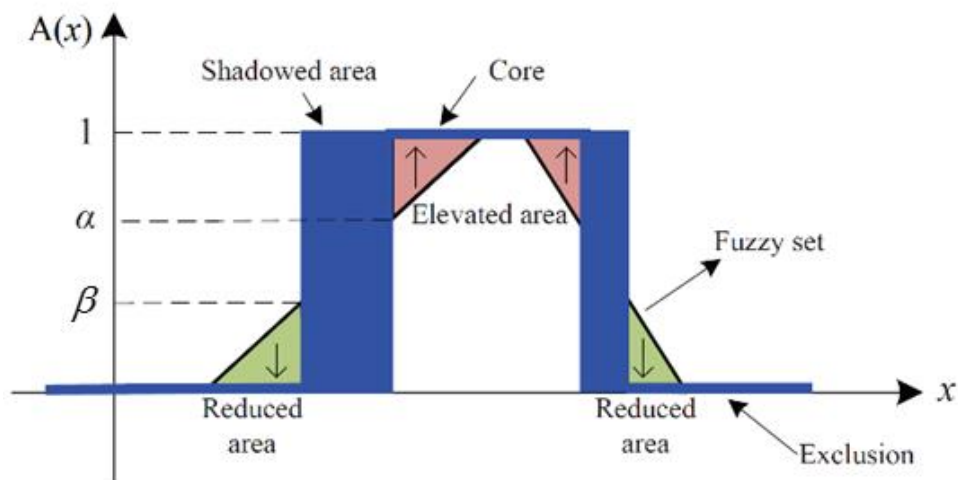
$$Support(A) = \{x \in U \mid A(x) \neq 0\} \quad (6-3)$$

شکل (۱-۳) یک مجموعه سایه‌ای حاصل شده از مجموعه فازی متناظر و نواحی مختلف یک مجموعه سایه‌ای را نشان می‌دهد.

^۱Core

^۲Exclusion

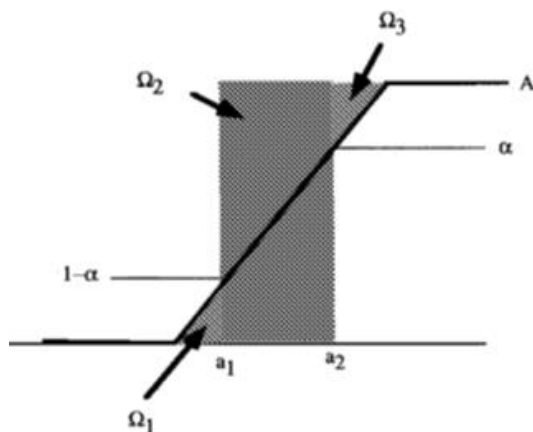
^۳Support



شکل ۳-۱ مجموعه فازی و مجموعه سایه‌ای متناظر آن (Li et al., 2018)

با توجه به اینکه پیدا کردن دو حد آستانه α, β به عنوان نوعی مسأله بهینه‌سازی مشکل است، پدريچ برای سهولت در محاسبات، فرضی به صورت $\alpha + \beta = 1$ در نظر می‌گیرد. و با این فرض تنها کافی است یک حد آستانه α محاسبه شود.

۳-۳- روش تعیین α در مجموعه سایه‌ای



شکل ۳-۲ ساختار یک مجموعه سایه‌ای (Pedrycz, 1998)

پایه این روش استفاده از قاعده تعادل^۱ می باشد. بر اساس این قاعده سطح زیر منحنی تابع عضویت^۲ باید از رابطه (۷-۳) تبعیت کند.

$$\Omega_1 + \Omega_2 = \Omega_3 \quad (7-3)$$

برای تعیین α می توان از توابع محاسباتی استفاده کرد. در حالتی که تابع عضویت انتگرال پذیر باشد به دست آوردن α بهینه از طریق رابطه (۸-۳) حاصل می گردد.

$$V(\alpha) = \int_{-\infty}^{a_1} A(x) dx + \int_{a_2}^{+\infty} (1-A(x)) dx - \int_{a_1}^{a_2} A(x) dx \quad (8-3)$$

و در حالت گسسته آن رابطه (۹-۳) برقرار است.

$$V(\alpha) = \sum_{i:A(x_i) < \alpha} A(x_i) + \sum_{i:A(x_i) > \beta} (1-A(x_i)) - \text{card}\{x_i \in X \mid \alpha \leq A(x) \leq \beta\} \quad (9-3)$$

α بهینه منجر به برقراری تعادل در رابطه (۷-۳) و در نهایت موجب کمینه شدن $V(\alpha)$ طبق رابطه (۱۰-۳) خواهد شد.

$$\alpha_{opt} = \arg \min_{\alpha} V(\alpha) \quad (10-3)$$

۳-۴- روش پیشنهادی

در این بخش بر اساس دو مفهوم λ -enhancement و مجموعه های سایه ای روشی برای بهبود کنتراست تصاویر ارائه می شود. بر اساس مبانی گفته شده در بخش های قبل، مجموعه های سایه ای مبتنی بر یک α بهینه ساخته می شوند که هر چه این α به ۰.۵ نزدیک تر باشد مقدار ابهام کاهش یافته و می توان از آن به عنوان یک معیار بهبود کنتراست استفاده کرد. در روش پیشنهادی هدف کمینه سازی رابطه (۱۱-۳) می باشد که نشانگر بهبود مجموعه

^۱Balance

^۲Membership functions

سایه‌ای ساخته شده از تصویر و در نهایت بهبود کنتراست تصویر است. چرا که در مجموعه‌های سایه‌ای هر چه مقدار α_{opt} به ثابت ۰,۵ نزدیک‌تر باشد یا به عبارت دیگر فاصله آن کمینه باشد، نشان‌دهنده جدایش (افتراق) بهینه دو مجموعه صفر و یک سایه‌ای و در نهایت بهبود کنتراست تصویر است. در رابطه (۱۱-۳) $F(\mu_{new}^*)$ همان α_{opt} است.

$$\arg \min_{\lambda} |F(\mu_{new}^*) - 0.5| \quad (11-3)$$

برای اینکار مقادیر مختلف λ بر روی تابع عضویت جدید ساخته شده که با μ_{new}^* نمایش داده می‌شود، محاسبه و مقدار λ بهینه که $\lambda \in (-1, \infty)$ انتخاب شده و تصویر بر اساس این مقدار به صورت خودکار بهبود می‌یابد. در اینجا مقدار λ به صورت افزایشی با گام‌های ۰,۱ از ۱- شروع به افزایش می‌کند. بهبود خودکار با استفاده از دو تابع متمم فازی طبیعی و سوگنو^۱ ایجاد می‌شود که به ترتیب در روابط (۱۲-۳) و (۱۳-۳) آمده است (Wang, 1997). در رابطه (۱۲-۳)، μ بیانگر مقدار عضویت اولیه می‌باشد.

$$\bar{\mu} = 1 - \mu \quad (12-3)$$

$$C_{\lambda}(\mu) = \frac{1 - \mu}{1 + \lambda \mu} \quad (13-3)$$

با توجه به روابط فوق تابع عضویت جدید از مکمل‌گیری فازی طبیعی رابطه (۱۳-۳) به دست می‌آید. تابع عضویت جدید با μ_{new}^* نمایش داده می‌شود و به صورت رابطه (۱۴-۳) تعریف می‌شود.

$$\mu_{new}^* = 1 - C_{\lambda}(\mu) \quad (14-3)$$

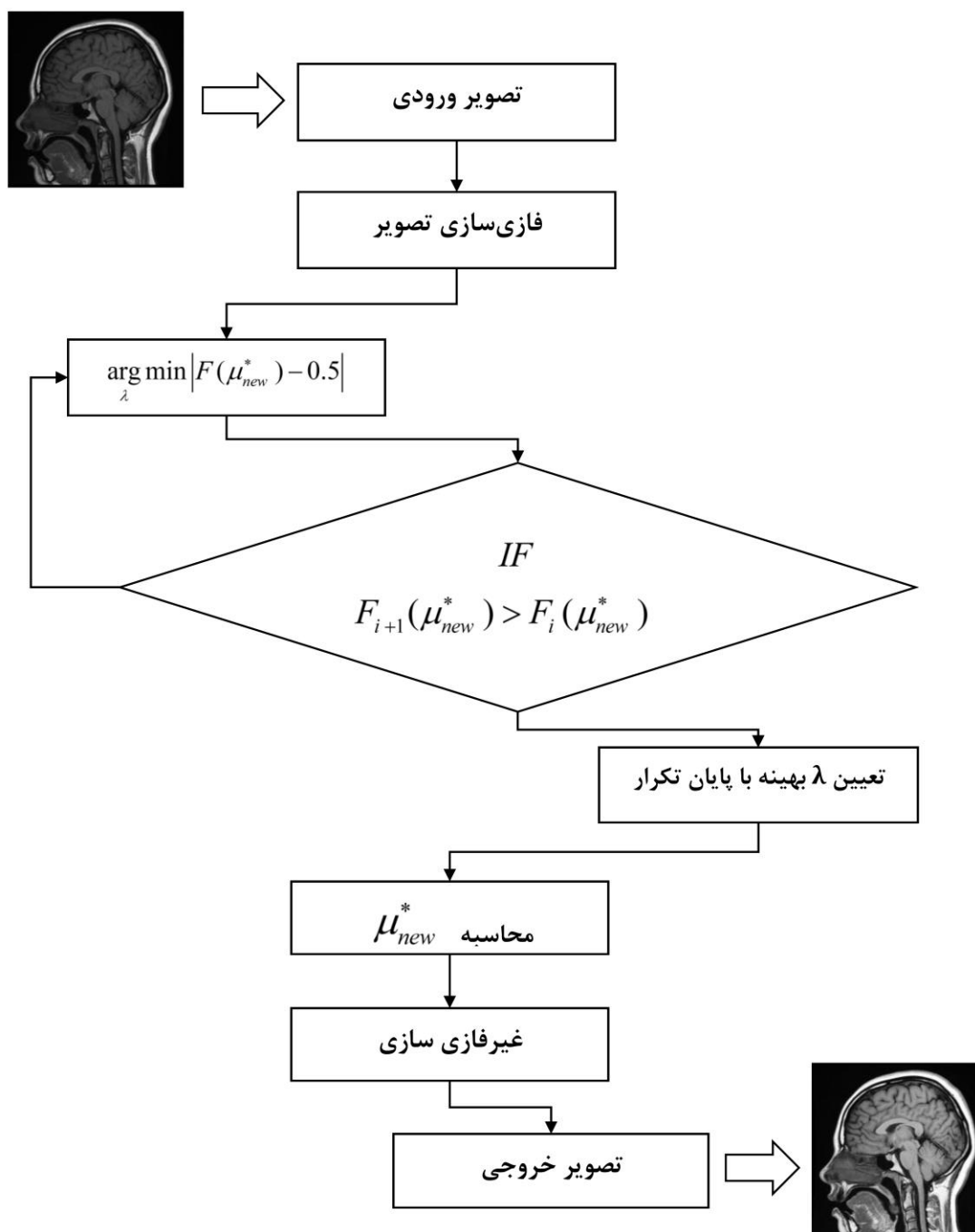
با ادغام روابط فوق تابع عضویت جدید به صورت رابطه (۱۵-۳) تعریف می‌شود.

$$\mu_{new}^* = \frac{\mu(1 + \lambda)}{1 + \lambda \mu} \quad (15-3)$$

با تغییر λ به صورت افزایشی می‌توان تصویری با سطوح مختلفی از روشنایی ایجاد کرد. به عبارت دیگر در حالتی که λ برابر ۱- باشد تصویر کاملاً سیاه و با افزایش λ به مقدار بی‌نهایت تصویر کاملاً سفید می‌شود و بنابراین

^۱Sugeno

مقادیر λ موجود در میانه این بازه، تصویری را نتیجه می دهد که باعث بهینه شدن میزان کنتراست تصویر می شود. مقدار بهینه λ در اینجا با نماد λ_{opt} تعریف شده است. مراحل روش پیشنهادی در شکل (۳-۳) آمده است.



شکل ۳-۳ فلوجارت روش پیشنهادی

۳-۵- روش‌های ارزیابی

علی‌رغم ملاحظات گوناگون در جهت حفظ کیفیت تصاویر دیجیتال، این تصاویر در جریان تصویربرداری و عملیات پردازش تصویر در معرض انواع مخاطرات و در نتیجه افت کیفیت قرار دارد (Wang et al., 200۴). به همین دلیل به‌منظور حفظ، بهبود و کنترل کیفیت تصاویر، سیستم‌های پردازش تصویر باید بتوانند افت کیفیت تصویر را تشخیص و ارزیابی کنند (Wang and Bovik, 2006). ارزیابی کیفیت تصاویر، معیاری برای مقایسه دو تصویر جهت بررسی میزان شباهت یا تفاوت و سنجش میزان بهینه بودن الگوریتم‌های پردازش تصویر است (S.Rahimi and Shayegan, 2020).

ارزیابی کیفیت تصویر^۱ عمدتاً بر اساس استانداردهای ارزیابی ذهنی^۲ و عینی^۳ صورت می‌پذیرد. روش ارزیابی ذهنی کیفیت تصویر را، براساس درک ذهنی از سیستم بصری انسان اندازه‌گیری می‌کند. با این حال، هنوز شبیه‌سازی دقیق سیستم بصری انسان دشوار است. بنابراین، سیستم‌های ارزیابی ذهنی فعلی براساس سیستم بصری انسان، می‌توانند کیفیت تصویر را فقط به لحاظ کیفی و نه کمی ارزیابی کنند (Wang et al., 2020).

۳-۵-۱- ارزیابی ذهنی

از آنجا که در اکثر برنامه‌های پردازش تصویر، تصاویر در نهایت توسط انسان‌ها مشاهده می‌شوند، قابل اعتمادترین روش ارزیابی کیفیت تصویر ارزیابی ذهنی است (Wang and Bovik, 2006). ارزیابی ذهنی توسط انسان صورت می‌گیرد بنابراین تحت تأثیر سیستم بینایی انسان قرار می‌گیرد. در یک روش ارزیابی ذهنی، از بیننده انسانی خواسته می‌شود تا کیفیت تصویر پردازش‌شده را مطابق با جلوه‌های بصری آنها بر اساس مقیاس ارزیابی از پیش تعیین شده، ارزیابی کند. در این روش ارزیابی نتایج یک الگوریتم پردازش تصویر و مزایا و معایب آن به شدت به ارزیابی ذهنی بستگی دارد. در اینجا امتیاز معمولاً عددی بین ۱ تا ۵ است و تعداد رأی دهندگان معمولاً نباید از ۲۰ نفر کمتر باشد ضمن آنکه این تعداد ترکیبی از افراد متخصص و عادی در حوزه مسائل پردازش تصویر است (Wang et al., 2020). برای اطمینان از عادلانه بودن نتایج، امتیازات رأی‌دهندگان برای به‌دست آوردن نتیجه نهایی ارزیابی ذهنی هر تصویر، میانگین‌گیری می‌شوند. این روش ارزیابی، امتیاز میانگین نظرات (MOS) گفته

^۱Image quality assessment

^۲Subjective

^۳Objective

^۴Mean opinion score(MOS)

می‌شود. استانداردهای ارزیابی در جدول (۱-۳) خلاصه شده است. مزیت این روش این است که به سادگی می‌تواند منعکس‌کننده کیفیت بصری تصاویر باشد. با این حال، چنین ارزیابی فاقد ثبات است زیرا به راحتی می‌تواند تحت تأثیر شرایط آزمایش، دانش، حالت عاطفی، انگیزه و میزان خستگی ناظر (بیننده) قرار گیرد (Wang *et al.*, ۲۰۲۰). همچنین این نوع ارزیابی نیازمند زمان و منابع است که به علت زمان‌بر بودن در کاربردهای بلادرنگ قابل استفاده نیست و از طرفی ممکن است نظر مشاهده کنندگان متناقض باشد. با توجه به موارد مذکور، در عمل، ارزیابی ذهنی معمولاً نامناسب، زمان‌بر و پرهزینه است (Wang *et al.*, 2004). به همین دلیل اغلب نمی‌تواند در کاربردهای مهندسی به کار رود.

جدول ۱-۳ معیار ارزیابی ذهنی

معیار کیفیت	درجه ارزیابی	امتیاز
بدترین در گروه	بدترین	۱
بدتر از میانگین	بدتر	۲
میانگین در گروه	میانگین	۳
بهتر از میانگین	بهتر	۴
بهترین در گروه	بهترین	۵

۳-۵-۲- ارزیابی عینی

با توجه به برخی معایب ارزیابی ذهنی روش‌های ارزیابی عینی^۲ ارائه شده است. این روش‌ها در مقایسه با روش‌های ذهنی هزینه، زمان و منابع کمتری نیاز دارند. ارزیابی عینی، ارزیابی با استفاده از داده‌های خاص و براساس معیارهای عینی خاص است. محققان مختلف از استراتژی‌های مختلفی برای ارزیابی نتایج خود استفاده می‌کنند. هدف محققین از ارائه روش‌های ارزیابی عینی، طراحی مدل‌های محاسباتی است که بتواند کیفیت تصویر درک‌شده را به طور دقیق و اتوماتیک پیش‌بینی کند. به عبارت دیگر این روش‌ها باید کیفیت تصویری را که یک مشاهده کننده انسانی متوسط گزارش می‌کند، پیش‌بینی کند (Wang and Bovik, 2006). به طور کلی روش‌های

^۱Real-time

^۲Objective evaluation

ارزیابی عینی بر حسب در دسترس بودن تصویر اصلی، به سه دسته بدون مرجع^۲، مرجع کاهش یافته^۳ و مرجع کامل^۴ تقسیم می‌شود (Huang, Cheng and Chiu, 2013). روش‌های ارزیابی مرجع کامل و مرجع کاهش یافته بر خلاف روش‌های بدون مرجع برای ارزیابی کیفیت تصویر از تمام یا بخشی از تصویر اصلی استفاده می‌کنند. در روش مرجع کامل تصویر مرجع یعنی تصویر با کیفیت کامل در اختیار است و ارزیابی بر اساس مقایسه آن تصویر و تصویر تغییر یافته انجام می‌شود. در روش مرجع کاهش یافته نیز تصویر مرجع به صورت مجموعه‌ای از برخی ویژگی‌های تصویر اصلی در دسترس می‌باشد و مقایسه بر اساس همین مجموعه ویژگی‌ها انجام می‌شود. حقیقت این است که در بسیاری از کاربردهای عملی، تصویر مرجع و یا ویژگی‌های آن در اختیار نیست تا برای مقایسه استفاده شود و به نوعی همان روش ارزیابی بدون مرجع محسوب می‌شود (Wang et al., 2004). در نهایت در روش ارزیابی بدون مرجع تنها تصویر تغییر یافته در اختیار است، بنابراین ارزیابی کیفیت تنها بر اساس تصویر تغییر یافته انجام می‌شود. این روش برای مواردی که تصویر مرجع دسترسی وجود ندارد یا دسترسی به تصویر مرجع دشوار است، بسیار مفید است. در مجموع روش‌های ارزیابی بدون مرجع و با مرجع کاهش یافته نسبت به روش مرجع کامل دشوارتر است (Wang and Bovik, 2006).

۳-۶- معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر بدون مرجع

از معمول‌ترین معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر بدون مرجع می‌توان به مقدار میانگین^۵، انحراف معیار^۶، آنتروپی^۷ اشاره کرد که در ادامه به طور خلاصه شرح داده خواهد شد.

۳-۶-۱- مقدار میانگین

این معیار به میانگین مقادیر خاکستری یک تصویر اشاره دارد و عمدتاً نشان‌دهنده شدت روشنایی تصویر است. هرچه این مقدار برای تصویر کوچکتر باشد، تصویر تیره‌تر و هرچه بزرگتر باشد، تصویر روشن‌تر خواهد بود.

^۱Original image

^۲No-Reference

^۳Reduced-Reference

^۴Full-Reference

^۵Mean value

^۶Standard difference

^۷Entropy

مقدار میانگین برای یک تصویر از رابطه (۱۶-۳) محاسبه می شود.

$$\mu = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f(i, j) \quad (16-3)$$

که در رابطه (۱۶-۳) M و N ابعاد تصویر و $f(i, j)$ شدت روشنایی در پیکسل (i, j) است.

۳-۶-۲- انحراف معیار

این معیار درجه پراکندگی تصویر را نسبت به میانگین مشخص می کند و بنابراین معیاری از کنتراست در یک محدوده خاص است. هرچه انحراف معیار بزرگتر باشد، اطلاعات بیشتری در تصویر موجود بوده و اثر بصری بهتر است. هنگامی که انحراف معیار کوچکتر است، اطلاعات موجود در تصویر کمتر است و تصویر تکرنگ و یکنواخت تر است. مقدار انحراف معیار برای یک تصویر از رابطه (۱۷-۳) محاسبه می شود.

$$STD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f(i, j)(f(i, j) - \mu)^2}{M \times N}} \quad (17-3)$$

که در رابطه (۱۷-۳) M و N ابعاد تصویر و $f(i, j)$ شدت روشنایی در پیکسل (i, j) است و μ مقدار میانگین روشنایی است که از رابطه قبل به دست می آید.

۳-۶-۳- آنتروپی اطلاعات

آنتروپی می تواند به عنوان معیاری برای اندازه گیری اطلاعات استفاده شود این معیار به طور گسترده برای ارزیابی کیفیت تصویر به کار می رود (Wang et al., 2020). آنتروپی از رابطه (۱۸-۳) محاسبه می شود.

$$Entropy = - \sum_{i=1}^L p(i) \log_2 p(i) \quad (18-3)$$

با توجه به نظریه آنتروپی، هرچه مقدار آنتروپی بزرگتر باشد، مقدار اطلاعات موجود در تصویر بیشتر و جزئیات تصویر غنی تر است. از سایر معیارهای موجود در روش ارزیابی بدون مرجع می توان به گرادین میانگین و ارزیابی

^۱Average gradient

کننده کیفیت طبیعی تصویر^۱ اشاره کرد. با توجه به کثرت استفاده از معیار آنتروپی در ارزیابی کیفیت تصاویر در این پژوهش از این معیار جهت ارزیابی روش پیشنهادی بهبود کنتراست استفاده شده است. در جدول (۲-۳) میزان استفاده پژوهش‌های مختلف از معیارهای ارزیابی بدون مرجع مطرح شده^۲ اخیر مشاهده می‌شود.

جدول ۲-۳ معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر بدون مرجع

ردیف	معیار	مراجع استفاده‌کننده
۱	Mean value(MV)	(Y Wang, Chen and Zhang, 1999), (Bhandari <i>et al.</i> , 2014)
۲	Standard difference(STD)	(Bhandari <i>et al.</i> , 2014), (MuhammadAli, Yan and Li, 2015)
۳	Entropy	(Kamoona and), (MuhammadAli, Yan and Li, 2015), (Zhao <i>et al.</i> , 2019), (Patra, 2019), (Chen and Ramli, ۲۰۰۳), (Yun <i>et al.</i> , 2016), (Kandhway,), (Jenifer, S), (Draa and Bouaziz, 2014), (Bhandari and Singh, 2020), (Gupta and Agarwal, 2018), (Parasuraman and Kadirvelu, 2016), (Subramani and), (Hassanzadeh, Vojodi and Mahmoudi, 2011), (Wang <i>et al.</i> , 2019), (Agarwal and Mahajan, 2018), (Veluchamy, 2019)
۴	Average gradient(AG)	(Wang <i>et al.</i> , 2019), (Zhao <i>et al.</i> , 2019)
۵	Naturalness Image Quality Evaluator (NIQE)	(Fu <i>et al.</i> , 2015), (Yun <i>et al.</i> , 2016)

۳-۷- معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر مرجع کامل

از معمول‌ترین معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر مرجع کامل می‌توان به خطای مطلق میانگین روشنایی^۳، نسبت سیگنال به نویز^۴، شاخص تشابه ساختاری^۵ و شاخص تشابه ویژگی^۶ اشاره کرد که در ادامه به‌طور خلاصه شرح

^۱Naturalness Image Quality Evaluator

^۲Absolute mean brightness error

^۳Peak signal-to-noise ratio

^۴Structural similarity index

^۵Feature similarity index

داده خواهد شد.

۳-۷-۱- خطای مطلق میانگین روشنایی

این معیار اختلاف میانگین روشنایی بین تصاویر ورودی و تصاویر بهبودیافته خروجی را محاسبه می‌کند. در حالت ایده‌آل، میانگین روشنایی تصویر بهبودیافته باید برابر با میانگین روشنایی تصویر اصلی باشد، بنابراین این معیار باید مقداری کوچک باشد. مشکل این معیار این است که تغییراتی که بر روی ساختار تصویر صورت می‌گیرند را به خوبی تشخیص نمی‌دهد. خطای مطلق میانگین روشنایی از رابطه (۳-۱۹) محاسبه می‌شود.

$$AMBE = |M(X) - M(Y)| \quad (۳-۱۹)$$

در رابطه (۳-۱۹)، $M(X)$ میانگین روشنایی تصویر اصلی و $M(Y)$ میانگین روشنایی تصویر یافته است.

۳-۷-۲- نسبت سیگنال به نویز

معیار نسبت سیگنال به نویز (PSNR) بیانگر نسبت انرژی سیگنال اصلی در برابر انرژی نویز موجود در سیگنال است. این معیار، گسترده‌ترین و رایج‌ترین روش ارزیابی عینی برای اندازه‌گیری اثر نویززدایی تصویر است (Wang et al., 2004). هر چه این معیار بزرگتر باشد، نشان دهنده کمتر بودن نویز موجود در سیگنال نسبت به سیگنال اصلی می‌باشد. و بدان معنی است که تفاوت بین تصاویر قبل و بعد از پردازش کمتر خواهد بود. به عبارت دیگر مقدار بالاتر این معیار، معرف اثرگذاری کمتر نویز در تصاویر است. نسبت سیگنال به نویز یک تصویر از رابطه (۳-۲۰) محاسبه می‌شود (Liu and Zhai, 2017).

$$PSNR = 10 * \log_{10} \left(\frac{(L-1)^2}{MSE} \right) \quad (۳-۲۰)$$

۳-۷-۳- شاخص تشابه ساختاری

روش‌های بالا ویژگی‌های سیستم بصری انسان را هنگام ارزیابی کیفیت تصویر در نظر نمی‌گیرند. آنها تنها یک خطای تصادفی ساده بین تصویر ورودی و تصویر پردازش‌شده را محاسبه می‌کنند و تفاوت بین تصاویر ورودی و خروجی را از یک دیدگاه ریاضی تحلیل می‌کنند. بنابراین، معیارهای بالا علی‌رغم سادگی، نمی‌توانند به‌طور کامل و دقیق کیفیت تصویر را منطبق با کیفیت بصری درک‌شده توسط انسان، منعکس کنند (Wang et al., 2004).

محققان دریافته‌اند که تصاویر طبیعی ویژگی‌های ساختاری خاصی نظیر همبستگی قوی بین پیکسل‌ها را نشان می‌دهند. این همبستگی‌ها مقدار زیادی از اطلاعات ساختاری مهم را برای یک تصویر به‌دست می‌آورند (Wang et al., 2020). بنابراین، وانگ^۱ و همکاران روشی را براساس تشابه ساختاری برای ارزیابی کیفیت تصویر پیشنهاد کردند (Wang et al., 2004). تشابه ساختاری، کیفیت یک تصویر پردازش‌شده نسبت به تصویر مرجع را براساس مقایسه شدت روشنایی، کنتراست و ساختار بین دو تصویر ارزیابی می‌کند.

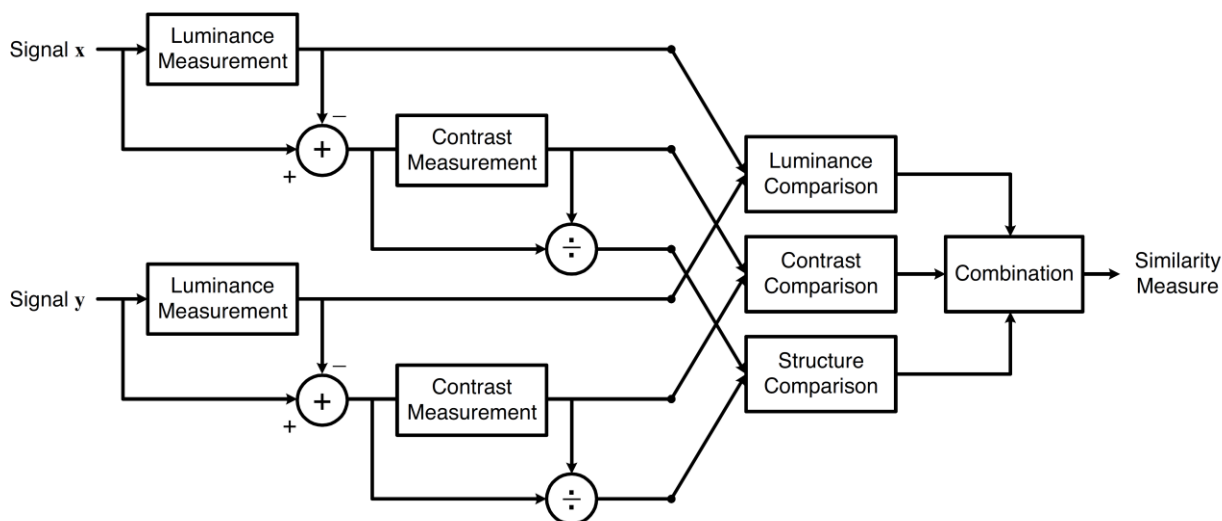
در این معیار، شدت روشنایی از طریق میانگین‌گیری روی بلوکی از پیکسل‌ها، کنتراست از طریق محاسبه واریانس و ساختار از طریق همبستگی بین بلوک‌هایی از تصویر مرجع و تصویر تحریف شده محاسبه می‌شود. این سه مقدار برای به‌دست آوردن معیار شباهت کلی ترکیب می‌شوند. تشابه ساختاری به‌صورت زیر تعریف شده و از رابطه (۲۱-۳) محاسبه می‌شود.

$$SSIM = F[l(x, y), c(x, y), s(x, y)]$$

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x \mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (21-3)$$

با در نظر گرفتن سیستم بینایی انسان، این روش می‌تواند به‌طور مؤثر درک بصری انسان را شبیه‌سازی کند تا اطلاعات مربوط به ساختار یک تصویر را استخراج کند. نتیجه ارزیابی توسط این معیار بسیار نزدیک به درک ذهنی چشم انسان است. بنابراین از این معیار به‌طور گسترده در ارزیابی کیفیت تصاویر استفاده می‌شود. بازه شاخص تشابه ساختاری عددی بین صفر و یک است. هر چه این مقدار برای یک تصویر به عدد یک نزدیک‌تر باشد، تصویر دارای کیفیت بهتر و تشابه با تصویر مرجع بیشتر است و اگر مقدار یک باشد به این معنی است که تغییر یا تخریبی در تصویر پردازش شده رخ نداده است (Wang et al., 2020). شکل (۳-۴) عملکرد سیستم اندازه‌گیری معیار تشابه ساختاری را نشان می‌دهد.

^۱Wang



شکل ۳-۴ سیستم اندازه گیری تشابه ساختاری (Wang et al., 2004)

۳-۷-۴ شاخص تشابه ویژگی

اندازه‌گیری شاخص تشابه ویژگی نشان می‌دهد چقدر ویژگی‌های تصویر بعد از تغییرات به‌خوبی حفظ شده است. هر چه این مقدار بیشتر باشد، بیانگر حفظ بهتر ویژگی‌های تصویر است (Zhang et al., 2011). محاسبه شاخص تشابه ویژگی شامل دو مرحله است. در مرحله اول، نگاشت تشابه محلی محاسبه می‌شود و سپس در مرحله دوم، نگاشت تشابه به یک نمره تشابه تبدیل می‌شود. هرچند این شاخص با توجه به نوع عملکرد کارایی خوبی دارد ولی پیچیدگی محاسباتی آن بالاست (Zhang et al., 2011).

معیار تشابه ویژگی، از رابطه (۲۲-۳) محاسبه می‌شود (Zhang et al., 2011).

$$FSIM = \frac{\sum S_L * PC_m}{\sum PC_m} \quad (22-3)$$

که در رابطه (۲۲-۳) S_L ماتریس مشابهت و PC_m حداکثر انطباق محلی است (Zhang et al., 2011).

با توجه به کثرت استفاده از معیارهای مذکور به‌عنوان روش‌های مرجع کامل در ارزیابی کیفیت تصاویر، در این پژوهش از این معیارها جهت ارزیابی روش پیشنهادی بهبود کنتراست استفاده شده است. در جدول (۳-۳) برخی پژوهش‌های مختلف که از معیارهای ارزیابی بدون مرجع مطرح شده اخیر استفاده کرده‌اند، مشاهده می‌شود.

جدول ۳-۳ معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر مرجع کامل

ردیف	معیار	مراجع استفاده کننده
۱	Absolute mean brightness error (AMBE)	(Sahnoun <i>et al.</i> , 2019), (Mahmood <i>et al.</i> , 2019), (Gandhamal <i>et al.</i> , 2017), (MuhammadAli, Yan and Li, 2015), (Jenifer, S Parasuraman and), (Salem, Malik and Shams, 2019), (Daniel and Anitha,), (Bhandari <i>et al.</i> , 2014), (Kadirvelu, 2016), (Agarwal,), (Rundo <i>et al.</i> , 2019), (Chang <i>et al.</i> , 2018), (۲۰۱۶), (Huang, Cheng and Chiu, 2013), (Tiware and Lamba, 2014)
۲	Peak signal-to-noise ratio (PSNR)	(Sahnoun <i>et al.</i> , 2019), (Mahmood <i>et al.</i> , 2019), (Salem, Malik and Shams,), (MuhammadAli, Yan and Li, 2015), (Draa and), (Wu <i>et al.</i> , 2018), (Kamoona and Patra, 2019), (۲۰۱۹), (Jenifer, S Parasuraman and Kadirvelu, 2016), (Bouaziz, 2014), (Chiu, Cheng and Huang, 2011), (Bhandari <i>et al.</i> , 2014), (Rundo <i>et al.</i> , 2019), (Subramani and Veluchamy, 2019), (Agarwal, Tiware and Lamba,), (Agarwal and Mahajan, 2018), (۲۰۱۴)
۳	Structural similarity (SSIM)	MuhammadAli,), (Sahnoun <i>et al.</i> , 2019), (Zhao <i>et al.</i> , 2019), (Kandhway, Bhandari and Singh, 2020), (Yan and Li, 2015), (Rundo <i>et al.</i> , 2019), (Wu <i>et al.</i> , 2018),
۴	Feature similarity (FSIM)	Kamoona), (Gandhamal <i>et al.</i> , 2017), (Sahnoun <i>et al.</i> , 2019), (Draa and Bouaziz, 2014), (and Patra, 2019)

۳-۸- نتیجه گیری

علی‌رغم ملاحظات گوناگون در جهت حفظ کیفیت تصاویر دیجیتال، این تصاویر در جریان تصویربرداری و عملیات پردازش تصویر در معرض انواع مخاطرات و در نتیجه افت کیفیت قرار دارند. این کاهش کیفیت در کاربردهای خاص به‌خصوص کاربردهای پزشکی می‌تواند چالش برانگیز باشد. به همین دلیل لزوم بهبود کیفیت تصاویر امری ضروری است. با توجه به این موضوع در این فصل ابتدا یک روش بهبود کنتراست بر اساس به‌کارگیری مجموعه‌های سایه‌ای ارائه شد. با توجه به لزوم ارزیابی روش پیشنهادی بهبود کنتراست، روش‌های ارزیابی کیفیت تصاویر و دسته‌بندی آنها به دو دسته کلی روش‌های ذهنی و عینی معرفی شد. در نهایت پرکاربردترین معیارهای ارزیابی این دسته‌بندی‌ها بر اساس مطالعه پژوهش‌های محققین در سال‌های اخیر بررسی

و جهت ارزیابی روش بهبود کتتراست پیشنهادی در این پژوهش ارائه شد. در فصل بعد روش پیشنهادی این پژوهش، در مقایسه با سایر روش‌های ارائه شده توسط دیگر محققین بر اساس معیارهای شرح داده شده، مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت.

فصل چهارم

ارزیابی نتایج

۴-۱- مقدمه

در فصل گذشته روش پیشنهادی این پژوهش به طور کامل تشریح شد. در این فصل به معرفی جزئیات پیاده سازی روش پیشنهادی و مقایسه و ارزیابی نتایج این روش با سایر روش های بهبود کنتراست براساس معیارهای ارزیابی معرفی شده در فصل سوم پرداخته خواهد شد.

۴-۲- ابزار پیاده سازی

برای پیاده سازی روش پیشنهادی از نرم افزار Matlab 2019b استفاده شده است. در جدول (۴-۱) مشخصات و ابزار پیاده سازی مشاهده می شود.

جدول ۴-۱ مشخصات و ابزار پیاده سازی

Implement Environment	Matlab 2019b
CPU	Intel(R) Core(TM) i5-4460 CPU @3.20 GHz
RAM	12GB
Operating system	Windows 7(64-bit)

۴-۳- روش های مورد مقایسه با روش پیشنهادی

بررسی ادبیات موضوع نشان می دهد در پژوهش های مختلف، الگوریتم هایی نظیر HE، CLAHE، FCCE، AGCWD، BPDHE به عنوان یکی از روش های مورد مقایسه محققین با روش پیشنهادی خود، حضور داشته است. در ضمن در این پژوهش به منظور مقایسه روش پیشنهادی، این روش علاوه بر روش های مذکور با الگوریتم ECS^۱ از دسته الگوریتم های بهبود کنتراست مبتنی بر روش های فراابتکاری، نیز مقایسه شده است.

^۱Enhanced Cuckoo Search

۴-۴- مجموعه داده استفاده شده برای مقایسه

برای مقایسه نتایج از پایگاه تصاویر^۱ بکارگرفته شده در پژوهش (Salem, Malik and Shams, 2019) استفاده شده است. تصاویر استفاده شده برای مقایسه شامل هفت تصویر از اندام‌های مختلف بدن می‌باشد که در شکل (۴-۱) نشان داده شده است.



شکل ۴-۱ تصاویر مورد استفاده جهت ارزیابی روش پیشنهادی

۴-۵- نتایج مقایسه و ارزیابی

برای ارزیابی روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌های بهبود کنتراست، نتایج بر اساس معیارهای ارزیابی عینی بدون مرجع و مرجع کامل مقایسه شده که از دسته بدون مرجع Entropy و از دسته با مرجع کامل PSNR، SSIM، AMBE و FSIM استفاده شده است. نتایج این مقایسه در جدول‌های (۴-۲) تا (۴-۶) آمده است.

جدول ۴-۲ مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار Entropy

شماره تصویر	ORIGINAL	HE	CLAHE	BPDHE	AGCWD	FCCE	ECS	Proposed method
#1	7.101	5.965	7.792	6.984	7.024	7.352	7.696	7.063
#2	4.587	3.876	6.116	4.485	4.552	4.787	5.249	4.578
#3	6.293	5.308	7.222	6.051	6.193	6.305	7.075	6.257
#4	4.962	4.074	5.874	4.786	4.938	5.009	5.375	4.956
#5	4.719	3.575	5.111	4.384	4.655	4.909	5.263	4.697
#6	4.328	3.381	4.827	4.055	4.295	4.511	4.715	4.318
#7	5.857	5.003	6.993	5.653	5.798	5.887	6.523	5.847
Avg.	5.407	4.455	6.276	5.199	5.351	5.537	5.985	5.388

^۱[Online]. Available: <https://radiopaedia.org/cases>

جدول ۳-۴ مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار PSNR

شماره تصویر	HE	CLAHE	BPDHE	AGCWD	FCCE	ECS	Proposed method
#1	10.430	14.340	16.152	12.976	15.203	15.041	18.191
#2	6.753	17.430	18.405	16.206	18.478	17.058	22.417
#3	8.405	14.666	20.977	14.240	14.250	10.630	19.122
#4	7.037	20.176	23.773	15.499	16.015	18.579	21.906
#5	6.330	16.023	16.133	15.339	16.210	15.214	20.515
#6	5.726	18.003	14.825	15.414	16.467	16.358	20.792
#7	7.291	15.388	23.080	15.550	15.436	19.596	24.256
Avg.	7.424	16.575	19.049	15.032	16.008	16.068	21.028

جدول ۴-۴ مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار AMBE

شماره تصویر	HE	CLAHE	BPDHE	AGCWD	FCCE	ECS	Proposed method
#1	67.791	39.346	23.706	46.116	35.542	37.659	29.189
#2	102.359	21.504	17.580	24.548	20.435	28.173	16.544
#3	86.665	36.460	14.339	36.265	34.669	57.350	26.085
#4	105.163	15.498	13.073	25.988	23.400	21.238	15.472
#5	122.579	25.475	36.823	27.431	24.088	28.413	16.417
#6	131.450	19.841	42.546	26.306	26.656	24.895	15.826
#7	98.014	32.710	12.3757	27.664	29.133	18.688	11.900
Avg.	102.003	27.262	22.920	30.616	27.703	30.917	18.776

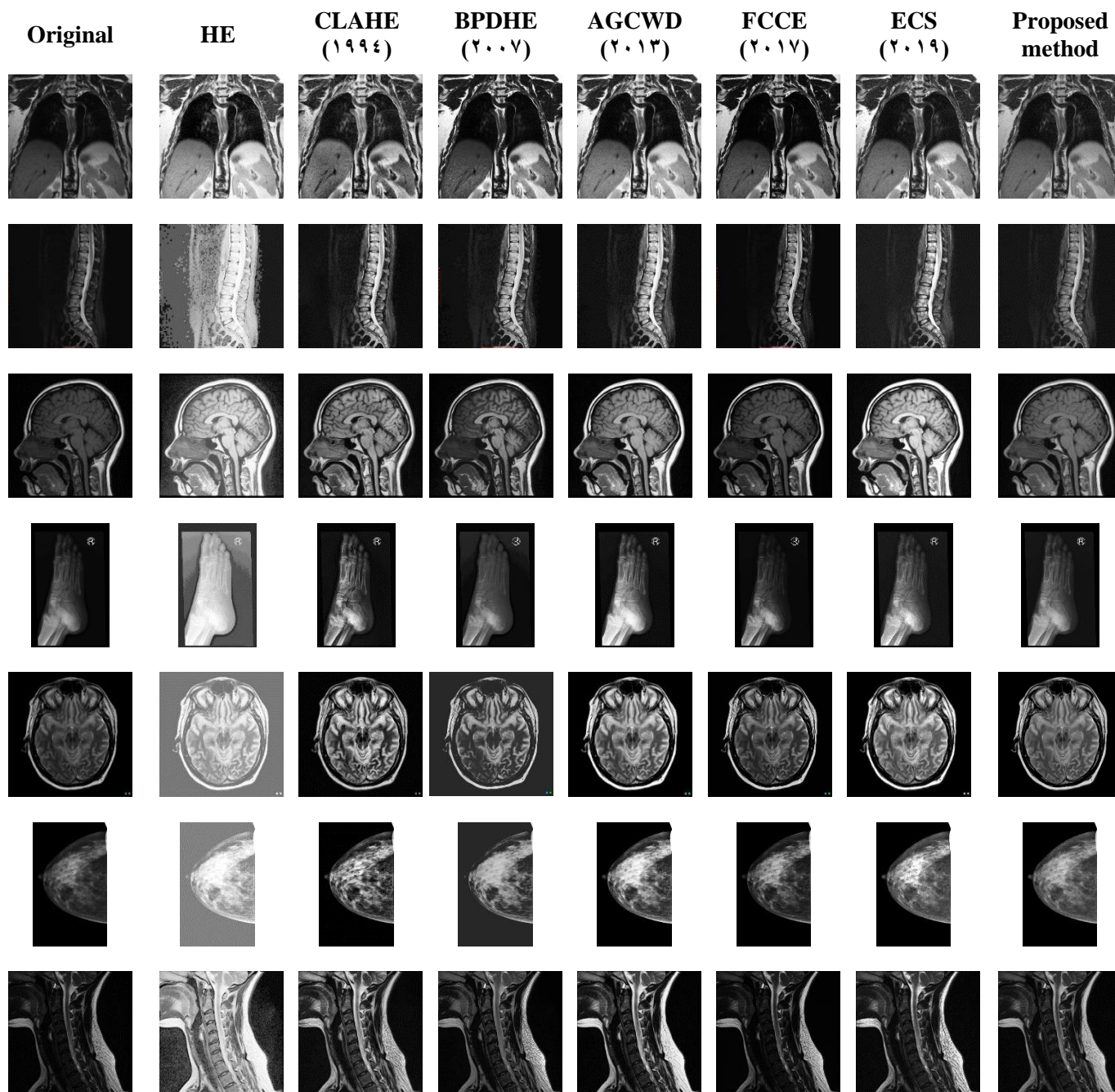
جدول ۵-۴ مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار FSIM

شماره تصویر	HE	CLAHE	BPDHE	AGCWD	FCCE	ECS	Proposed method
#1	0.833	0.808	0.906	0.881	0.887	0.896	0.967
#2	0.597	0.841	0.875	0.852	0.770	0.870	0.967
#3	0.745	0.812	0.878	0.828	0.831	0.711	0.943
#4	0.841	0.903	0.946	0.942	0.929	0.951	0.982
#5	0.886	0.826	0.871	0.872	0.857	0.861	0.966
#6	0.871	0.798	0.842	0.870	0.802	0.852	0.978
#7	0.652	0.818	0.917	0.857	0.874	0.907	0.972
Avg.	0.775	0.829	0.890	0.871	0.850	0.864	0.967

جدول ۴-۶ مقایسه روش پیشنهادی بر اساس معیار SSIM

شماره تصویر	HE	CLAHE	BPDHE	AGCWD	FCCE	ECS	Proposed method
#1	0.617	0.640	0.860	0.778	0.757	0.712	0.868
#2	0.297	0.785	0.822	0.786	0.812	0.659	0.863
#3	0.330	0.597	0.828	0.752	0.767	0.527	0.851
#4	0.238	0.718	0.715	0.854	0.818	0.766	0.881
#5	0.268	0.497	0.397	0.844	0.759	0.792	0.929
#6	0.221	0.462	0.336	0.843	0.816	0.809	0.936
#7	0.240	0.602	0.861	0.794	0.811	0.823	0.896
Avg.	0.315	0.614	0.688	0.807	0.791	0.726	0.889

همان‌طور که در جدول‌های (۲-۴) تا (۶-۴) مشاهده می‌شود، روش پیشنهادی بر روی تصاویر آزمایش شده نسبت به روش‌های دیگر در معیارهای PSNR، FSIM، SSIM، AMBE عملکرد بهتری داشته است. در مورد معیار Entropy نیز نسبت به روش‌های دیگر عملکرد قابل قبولی از خود نشان می‌دهد. در مورد معیار PSNR همان‌طور که جدول (۲-۴) مشاهده می‌شود تنها در تصاویر شماره ۳ و ۴ الگوریتم BPDHE با اختلاف کمی عملکرد بهتری داشته هرچند در نهایت میانگین روش پیشنهادی نسبت به سایر روش‌ها عملکرد بهتری داشته است. در خصوص معیار FSIM بر اساس نتایج موجود در جدول (۵-۴) روش پیشنهادی در تمامی تصاویر آزمایش شده عملکرد بهتری نسبت به سایر روش‌ها داشته است. همچنین در مورد معیار SSIM نیز به‌مانند FSIM در تمام تصاویر عملکرد بهتری از خود نشان داده است ضمن اینکه در این معیار نزدیکتر بودن به مقدار ۱ به معنی تشابه بیشتر تصویر بهبود یافته با تصویر مرجع است که از این حیث نیز روش مذکور بیشترین حفظ تشابه را با تصاویر مرجع داشته است. در مورد معیار AMBE علی‌رغم اینکه روش پیشنهادی نسبت به سایر روش‌های موجود در کل عملکرد بهتری دارد و توانسته روشنایی تصویر اصلی را به‌طور مناسب حفظ کند، اما در سه تصاویر الگوریتم BPDHE بهتر عمل کرده است. در شکل (۲-۴) خروجی الگوریتم‌های مختلف در مقایسه با روش پیشنهادی و نیز تصویر اولیه مشاهده می‌شود.



شکل ۴-۲ بهبود کنتراست روش پیشنهادی در مقایسه با دیگر روش‌ها

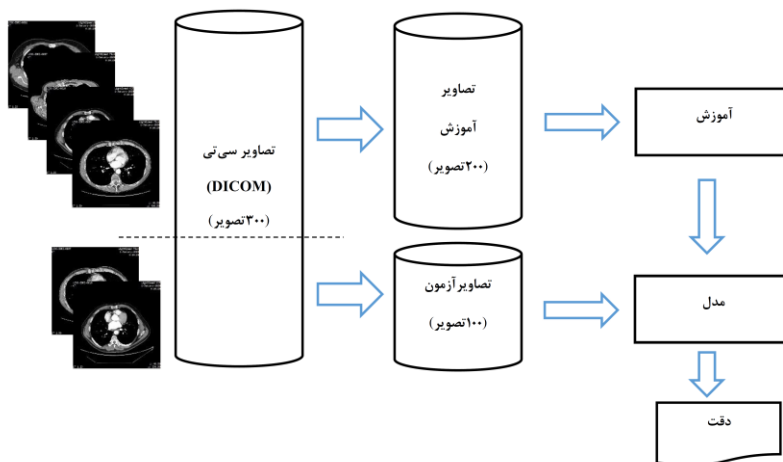
۴-۶- بررسی تأثیر روش پیشنهادی بر دقت پیش‌بینی سیستم کمک تشخیص کامپیوتری

۴-۶-۱- معرفی سیستم تشخیصی مورد استفاده برای ارزیابی روش پیشنهادی

جهت بررسی تأثیر روش پیشنهادی بر دقت پیش‌بینی سرطان ریه، در این پژوهش از طبقه‌بند طراحی شده مبتنی بر شبکه‌های عصبی پیچشی^۱ و تصاویر بکارگرفته شده در (Bhalerao et al., 2019) استفاده شده است. طراحی سیستم تشخیصی در محیط MATLAB 2019 است. مجموعه داده استفاده شده برای آموزش و تست شامل تصاویر ریه از پایگاه داده LIDC به فرمت DICOM است که این تصاویر با استفاده از نرم افزار متن باز^۲ MicroDicom به فرمت JPG تبدیل شده است. این تصاویر در قالب دو دسته سرطانی (خوش خیم و بدخیم) و نرمال به عنوان مجموعه داده مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۴-۶-۲- معرفی داده و روش ارزیابی دقت طبقه‌بند مورد استفاده

برای ارزیابی روش پیشنهادی بهبود کنتراست در این پژوهش، از ۳۰۰ تصویر سی تی اسکن پژوهش (Bhalerao et al., 2019) با ابعاد ۵۱۲ در ۵۱۲ پیکسل استفاده شده است. این تصاویر شامل ۱۵۰ تصویر ریه سرطانی (خوش-خیم و بدخیم) و ۱۵۰ تصویر ریه نرمال می‌باشد. به منظور آموزش و آزمون^۳ سیستم تشخیصی یک سوم تصاویر، جدا و جهت آزمون کنار گذاشته شده و ۲۰۰ تصویر نیز برای آموزش سیستم استفاده می‌شود (شکل ۴-۳).



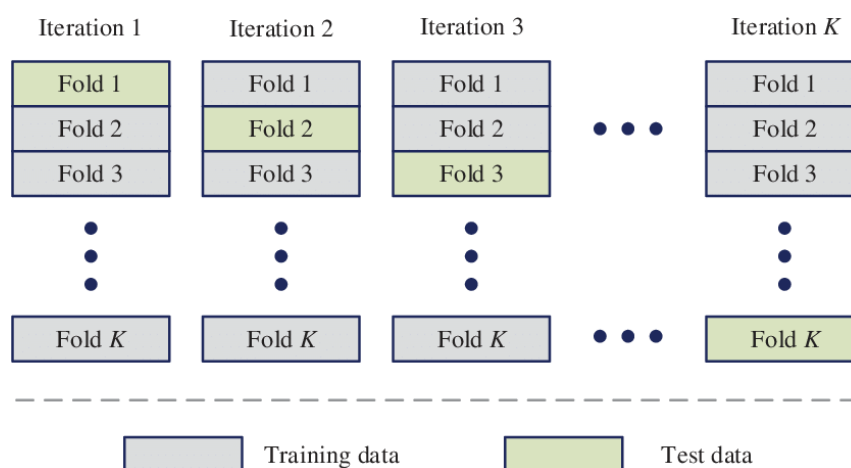
شکل ۴-۳ تقسیم‌بندی داده‌های برای تست و آموزش

^۱Convolutional Neural Network

^۲Open Source

^۳Test and Training

همواره در ساخت مدل‌های یادگیری ماشین، داده به دو قسمت آموزش و آزمون تقسیم می‌شود. که مدل با استفاده از داده آموزش ساخته و با داده تست، مورد آزمون قرار می‌گیرد. یک روش ارزیابی مدل‌های یادگیری ماشین، روش اعتبارسنجی متقابل^۲ است. در این روش، داده به k قسمت تقسیم می‌شود. در ادامه، مدل برای k بار اجرا می‌شود. هر بار $k-1$ قسمت برای آموزش و یک قسمت باقی‌مانده برای اعتبارسنجی در نظر گرفته می‌شود. در هر بار اجرا، اعتبارسنجی بر روی یک قسمت متفاوت انجام می‌شود. در پایان آموزش، با میانگین‌گیری، معیارهای اعتبارسنجی نهایی برای مدل محاسبه می‌شود. شکل (۴-۴) روش اعتبارسنجی متقابل یا همان k -fold را نشان می‌دهد.

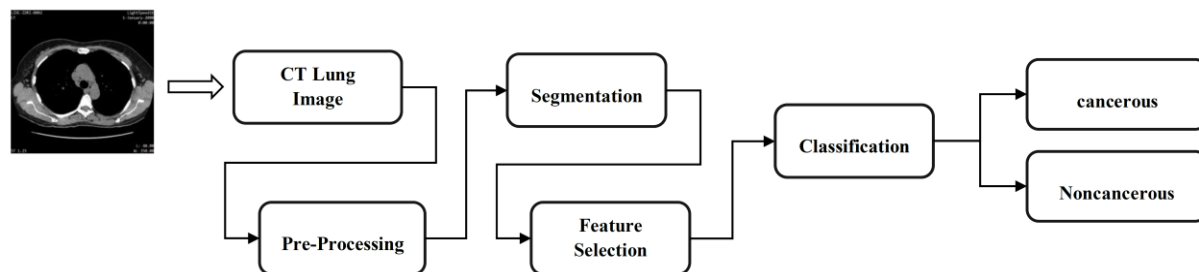


شکل ۴-۴ روش تقسیم k -fold

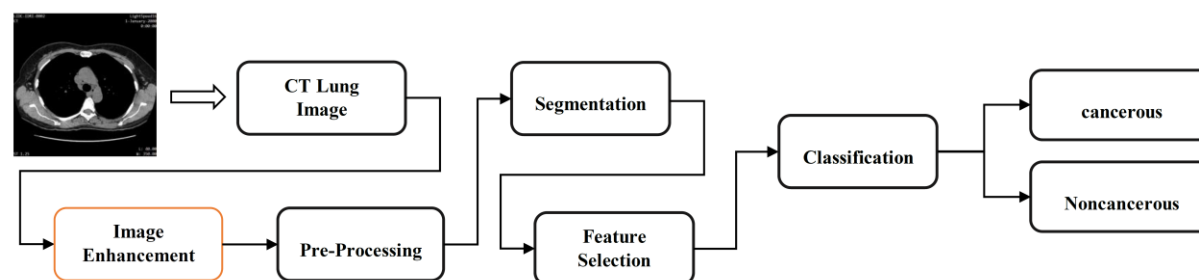
در این پژوهش به منظور اعتبارسنجی نتایج پیش‌بینی از روش اعتبارسنجی متقابل با $K=3$ استفاده شده است. برای مقایسه دقت عملکرد روش پیشنهادی بهبود کنتراست دو حالت در نظر گرفته شده است. در حالت اول سیستم تشخیصی بدون استفاده از روش بهبود کنتراست آموزش و آزمون می‌شود. در حالت دوم ابتدا بر روی مجموعه داده تصاویر، الگوریتم بهبود کنتراست اعمال شده و سیستم با استفاده از تصاویر بهبودیافته آموزش و آزمون می‌شود.

^۲Machine Learning Models

^kk-fold cross validation



شکل ۴-۵: دیاگرام سیستم تشخیصی بدون اعمال روش بهبود کنتراست



شکل ۴-۶: دیاگرام سیستم تشخیصی با اعمال روش پیشنهادی بهبود کنتراست

همچنین جهت بررسی تأثیر روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌ها، حالت دوم علاوه بر روش پیشنهادی، برای سایر الگوریتم‌های بهبود کنتراست مطرح شده در بخش (۳-۴) نیز مورد آزمایش قرار گرفته است.

۴-۶-۳- ماتریس درهم‌ریختگی

در مدل‌های یادگیرنده با ناظر اطلاعات به دست آمده از اجرای یک مدل در مقایسه با داده‌های استاندارد، معمولاً در یک جدول (ماتریس) خلاصه می‌شود که به آن ماتریس درهم‌ریختگی^۲ گفته می‌شود. شکل (۴-۶) ماتریس درهم‌ریختگی را نشان می‌دهد.

^۱Supervised Learning

^۲Confusion matrix

		Predicted class	
		P	N
Actual class	P	TP	FN
	N	FP	TN

شکل ۴-۷ ماتریس درهم‌ریختگی

بخش‌های مختلف این ماتریس به صورت زیر تعریف می‌شود:

- ۱- مثبت صحیح: برچسب نمونه یک بوده و مدل هم به درستی تشخیص داده که برچسب یک است.
- ۲- مثبت کاذب: برچسب نمونه صفر بوده ولی مدل به اشتباه تشخیص داده که برچسب یک است.
- ۳- منفی صحیح: برچسب نمونه صفر بوده و مدل هم به درستی تشخیص داده که برچسب صفر است.
- ۴- منفی کاذب: برچسب نمونه یک بوده ولی مدل به اشتباه تشخیص داده که برچسب صفر است.

۴-۶-۴ معیارهای ارزیابی

یکی از مهم‌ترین مراحل پس از طراحی و ساخت یک مدل یا الگوریتم، ارزیابی کارایی آن است. در ادامه معیارهای ارزیابی به اختصار معرفی می‌گردد.

صحت: به طور کلی صحت به این معناست که مدل تا چه اندازه درست پیش‌بینی می‌کند. به عبارت دیگر با محاسبه صحت می‌توان دریافت مدل درست آموزش دیده یا خیر. اما این معیار اطلاعات جزئی را در مورد کارایی مدل، ارائه نمی‌دهد. معیار « صحت » از رابطه (۴-۱) محاسبه می‌شود.

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + FP + TN + FN} \quad (۴-۱)$$

^۱True Positive

^۲False Positive

^۳True Negative

^۴False Negative

^۵Performance

دقت: نسبت تعداد پیش‌بینی‌های صحیح انجام شده برای نمونه‌های یک کلاس خاص، به تعداد کل پیش‌بینی‌ها برای نمونه‌های همان کلاس خاص را ارزیابی می‌کند. مقدار بالا برای معیار دقت، بیانگر تعداد کم داده‌هایی است که به اشتباه، در کلاس خاص دسته‌بندی شده‌اند. معیار « دقت » از رابطه (۲-۴) محاسبه می‌شود.

$$Precision = \frac{TP}{TP + FP} \quad (2-4)$$

یادآوری: بیان‌کننده نسبت «تعداد داده‌های درست دسته‌بندی شده» در یک کلاس خاص، به تعداد کل داده‌هایی است که باید در همان کلاس خاص دسته‌بندی شوند. مقدار بالا برای معیار یادآوری، بیانگر تعداد کم داده‌هایی است که به اشتباه، در آن کلاس خاص دسته‌بندی نشده‌اند. استفاده از این معیار، به‌تنهایی، برای ارزیابی عملکرد سیستم درست نیست و باید در کنار معیار دقت مورد استفاده قرار بگیرد. معیار « یادآوری » از رابطه (۳-۴) محاسبه می‌شود.

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3-4)$$

امتیاز F1: این معیار، پارامترهای «دقت» و «یادآوری» را با هم ترکیب می‌کند تا مشخص شود یک مدل دسته‌بند تا چه حد عملکرد خوبی از خود نشان می‌دهد. این معیار، نسبت به معیار صحت، تصویر دقیق‌تری از نحوه عملکرد مدل دسته‌بند روی تمامی کلاس‌های موجود در داده‌ها ترسیم می‌کند. معیار « امتیاز F1 » از رابطه (۴-۴) محاسبه می‌شود.

$$F1-Score = \frac{2 \times Precision \times Recall}{Precision + Recall} \quad (4-4)$$

۷-۴- نتایج آزمایش روش پیشنهادی بر دقت تشخیص

جهت بررسی تأثیر روش پیشنهادی بهبود کنتراست بر دقت پیش‌بینی طبقه‌بند معرفی شده در قسمت قبل و ارزیابی کارایی روش پیشنهادی علاوه بر روش ارائه شده در این پژوهش، میزان تأثیر سایر روش‌های بهبود کنتراست نظیر HE، CLAHE، BPDHE، AGCWD، FCCE و ECS بر دقت پیش‌بینی طبقه‌بند مذکور نیز مورد ارزیابی قرار گرفته است که نتایج آن در جدول‌های (۷-۴) و (۸-۴) مشاهده می‌شود.

جدول ۷-۴ مقایسه عملکرد روش‌های بهبود کنتراست بر حسب ۳-fold

Metric	Original	HE	CLAHE	BPDHE	AGCWD	FCCE	ECS	Shadowed Sets
Acc	0.85	0.6	0.87	0.68	0.82	0.85	0.83	0.90
Pre	0.86	0.57	0.86	0.64	0.83	0.88	0.86	0.92
Recall	0.84	0.8	0.87	0.85	0.81	0.81	0.79	0.88
F1-score	0.85	0.66	0.87	0.73	0.82	0.84	0.82	0.90

همان‌طور که در جدول (۷-۴) مشاهده می‌شود روش پیشنهادی بر اساس مجموعه‌های سایه‌ای نه تنها منجر به افزایش دقت تشخیص طبقه‌بند نسبت به حالت عدم استفاده از آن شده، که توانسته در مقایسه با سایر الگوریتم‌های بهبود کنتراست تصاویر نیز دقت پیش‌بینی طبقه‌بند را، بیشتر بهبود ببخشد. جهت تعمیق نتایج ارزیابی، طبقه‌بند علاوه بر $K=3$ در حالت $K=5$ نیز بررسی شده که نتایج آن برای حالت بدون استفاده از بهبود کنتراست و حالت استفاده از روش پیشنهادی در جدول (۸-۴) ارائه شده است.

جدول ۸-۴ مقایسه عملکرد روش‌های بهبود کنتراست بر حسب ۵-fold

Metric	Original	CLAHE	AGCWD	FCCE	ECS	Shadowed Sets
Acc	0.87	0.87	0.88	0.86	0.87	0.90
Pre	0.87	0.83	0.87	0.86	0.87	0.91
Recall	0.87	0.90	0.88	0.87	0.87	0.89
F1-score	0.87	0.87	0.88	0.87	0.87	0.90

همان‌طور که در جدول (۸-۴) مشاهده می‌شود در حالت ارزیابی با $K=5$ نیز نتایج روش پیشنهادی نسبت به حالت عادی با افزایش دقت همراه بوده است.

۸-۴- نتیجه‌گیری

در این فصل ضمن بیان شرایط ارزیابی، روش پیشنهادی با سایر روش‌های بهبود کنتراست و بر اساس معیارهای ذهنی و عینی مورد مقایسه قرار گرفت. همان‌طور که مشاهده شد نتایج از عملکرد قابل قبول روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌ها حکایت دارد. همچنین جهت بررسی تأثیر به‌کارگیری روش بهبود کنتراست پیشنهادی به‌عنوان یک بخش پیش‌پردازش تصاویر در یک سیستم CAD، نتایج یک طبقه‌بند تصاویر سرطان ریه در دو حالت

بدون استفاده از روش بهبود کنتراست و حالت استفاده از روش بهبود کنتراست مورد ارزیابی قرار گرفت که نتایج نشان داد، استفاده از روش پیشنهادی در افزایش دقت تشخیص طبقه‌بند مؤثر بوده‌است.

فصل پنجم

نتیجه‌گیری و پیشنهادات کارهای آتی

۵-۱- مقدمه

سرطان ریه یکی از بیماری‌های مهلک در جهان است. به دلیل دشواری شناخت سرطان ریه در مقایسه با سایر بیماری‌ها، این بیماری در آمار مرگ و میر پیشروترین بیماری حال حاضر است. تصویربرداری سی تی اسکن به عنوان قدرتمندترین ابزار برای ارزیابی بیماری ریه به کار برده می‌شود. علت آن آشکارسازی شدت اختلاف در ریه فرد سالم و بیمار و نیز حساسیت بالاتر آن نسبت به رادیوگرافی ساده برای شناسایی بهتر بیماری‌های ریوی و نیز موقعیت و اندازه ندول‌های کوچک ریوی می‌باشد. مواردی از قبیل کیفیت ضعیف تصویر، خستگی چشم و یا اشتباه نظری پزشک متخصص می‌تواند منجر به خطای تشخیصی شود. به همین دلیل محققان تلاش کرده‌اند سیستم‌های کامپیوتری ایجاد کنند که این حجم تصاویر را پردازش و تجزیه و تحلیل نماید و بر این اساس سیستم‌های CAD ارائه شده‌است. یکی از مراحل پیش‌پردازش در طراحی سیستم‌های CAD موضوع بهبود کنتراست تصاویر برای افزایش کیفیت و وضوح تصویر و در نتیجه تشخیص دقیق‌تر بیماری می‌باشد. هدف این پایان‌نامه در مرحله اول طراحی و پیاده‌سازی یک روش بهبود کنتراست تصاویر با حفظ ویژگی‌های ساختاری تصویر اولیه و مقدار نویز پایین و در مرحله بعد، به کارگیری آن در یک سیستم CAD سرطان ریه به منظور افزایش دقت تشخیص بوده‌است. در ادامه این بخش نتایج و یافته‌های پژوهش مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۵-۲- نتایج و یافته‌های پژوهش

با توجه به اهداف اصلی پژوهش که طراحی یک روش بهبود کنتراست برای بالابردن دقت تشخیص سیستم‌های کمک تشخیص پزشکی در سرطان ریه است، نتایج و یافته‌های پژوهش نیز در همین راستا مورد بررسی قرار می‌گیرد. پس از بیان کلیات و مبانی نظری پژوهش در فصل‌های اول، دوم، هدف در فصل سوم ارائه یک روش بهبود کنتراست تصویر برای تصاویر پزشکی بوده‌است که در این روش ضمن بهبود کنتراست تصویر به عنوان یکی از ملزومات تصاویر پزشکی، ویژگی‌های ساختاری تصاویر نیز نسبت به سایر روش‌ها به نحو قابل قبولی حفظ شده باشد. بر این اساس روش پیشنهادی بهبود کنتراست مبتنی بر مجموعه‌های سایه‌ای مطرح شد که نتایج بر پایه معیارهای ارزیابی معرفی شده در فصل سوم یعنی Entropy از دسته بدون مرجع و همچنین PSNR، AMBE، FSIM و SSIM از دسته مرجع کامل حاکی از این بوده‌است که به کارگیری مجموعه‌های سایه‌ای توانسته ضمن بهبود کنتراست تصویر، ویژگی‌های ساختاری تصویر را همزمان با پایین نگه داشتن میزان نویز حفظ کند. هدف

دیگر این پایان‌نامه استفاده از روش پیشنهادی برای بالا بردن دقت تشخیص در سیستم‌های کمک تشخیص پزشکی مرتبط با سرطان ریه بوده است. با توجه به این هدف در فصل چهارم از یک سیستم کمک تشخیص پزشکی برای تشخیص سرطان ریه استفاده و میزان دقت سیستم مذکور قبل و بعد از به‌کارگیری روش پیشنهادی بهبود کنتراست مورد ارزیابی قرار گرفته است. که در این مورد نیز نتایج نشان داد استفاده از روش پیشنهادی منجر به افزایش دقت تشخیص شده است. جهت تعمیق نتایج روش پیشنهادی در این پایان‌نامه، سیستم کمک تشخیص پزشکی مذکور با به‌کارگیری سایر روش‌های بهبود کنتراست پیشنهاد شده توسط دیگر محققین مورد مقایسه قرار گرفت که در این خصوص نیز نتایج آزمایشات مؤید این است که روش پیشنهادی در این پژوهش، نسبت به سایرین بر اساس معیارهای « صحت »، « دقت »، « یادآوری » و « امتیاز F1 » از افزایش بیشتری برخوردار بوده است.

با توجه به نتایج به‌دست آمده، سوالات پژوهش به شرح زیر مورد تأیید قرار می‌گیرد:

الف. آیا می‌توان با بهره‌گیری از مفهوم مجموعه‌های سایه‌ای و تنظیم پارامتر α به جدایش بهینه در کنتراست تصویر و در نتیجه بهبود آن رسید؟

پاسخ این پرسش مورد تأیید است. نتایج تحقیق نشان داد که با استفاده از مفهوم مجموعه‌های سایه‌ای می‌توان یک روش بهبود کنتراست تصاویر طراحی کرد که به‌ازای یک α بهینه بتواند کنتراست تصویر را بهبود دهد.

ب. آیا نوع الگوریتم بهبود کنتراست تصویر به‌عنوان بخشی از سیستم CAD می‌تواند تأثیری بر میزان دقت و پیش‌بینی این سیستم‌ها داشته باشد؟

پاسخ این پرسش مورد تأیید است. بر اساس نتایج این پژوهش با به‌کارگیری الگوریتم‌های مختلف بهبود کنتراست، دقت پیش‌بینی سیستم CAD تأثیر می‌پذیرد.

ج. آیا روش بهبود کنتراست مبتنی بر مجموعه‌های سایه‌ای باعث افزایش دقت سیستم CAD می‌شود؟

پاسخ به این پرسش مورد تأیید است. هر چند برخی الگوریتم‌های بهبود کنتراست دقت تشخیص را کاهش می‌دهد ولی آزمایشات و نتایج این پژوهش نشان داد الگوریتم پیشنهادی مبتنی بر مجموعه‌های سایه‌ای باعث افزایش دقت پیش‌بینی در سیستم CAD شده است.

۵-۳- محدودیت‌های پژوهش

محدودیت‌های این پژوهش عبارت بودند از:

الف. ارزیابی ذهنی الگوریتم‌های بهبود کنتراست مشکل و زمان‌گیر است. و در این پژوهش از این نوع ارزیابی صرف‌نظر شده است.

ب. روش پیشنهادی در حال حاضر بر روی تصاویر سی‌تی‌اسکن دو بُعدی قابل استفاده است.

۵-۴- پیشنهاد پژوهش‌های آتی

الف. در این پژوهش برای پیدا کردن مقدار λ بهینه، افزایش مقادیر λ به صورت افزایشی با گام ثابت می‌باشد به عنوان کار آتی پیشنهاد می‌شود پیدا کردن مقدار بهینه λ از طریق به کارگیری الگوریتم‌های فراابتکاری انجام شود.

ب. در پژوهش حاضر ارزیابی دقت سیستم کمک تشخیصی بر اساس تصاویر دو بُعدی بوده است، پیشنهاد می‌شود به عنوان کارهای تحقیقی آتی، اثر روش پیشنهادی بهبود کنتراست در این پژوهش، بر دقت تشخیص در تصاویر پزشکی سه بُعدی صورت پذیرد.

ج. در این پژوهش از تصاویر پزشکی سی‌تی‌اسکن سیاه و سفید استفاده شده است. پیشنهاد می‌شود به عنوان کارهای آتی از تصاویر پزشکی رنگی استفاده و نتایج دقت تشخیص مورد مقایسه قرار گیرد.

د. پیشنهاد می‌شود راهکار ارائه شده در این پژوهش برای سایر تصاویر پزشکی و نیز بیماری‌های نظیر سرطان سینه، تومورهای مغزی و رتینوپاتی دیابتی نیز استفاده و نتایج تشخیصی ارزیابی شود.

Abdullah-Al-Wadud, M. *et al.* (2007) 'A dynamic histogram equalization for image contrast enhancement', *Digest of Technical Papers - IEEE International Conference on Consumer Electronics*, 3, pp. 7–8. doi: 10.1109/ICCE.2007.341567.

Agarwal, M. and Mahajan, R. (2018) 'Medical Image Contrast Enhancement using Range Limited Weighted Histogram Equalization', *Procedia Computer Science*, 125(2017), pp. 149–156. doi: 10.1016/j.procs.2017.12.021.

Agarwal, T. K., Tiwari, M. and Lamba, S. S. (2014) 'Modified Histogram based contrast enhancement using Homomorphic Filtering for medical images', *Souvenir of the 2014 IEEE International Advance Computing Conference, IACC 2014*, pp. 964–968. doi: 10.1109/IAdCC.2014.6779453.

Alvarado, J. F. and Albert, R. (2005) 'Evaluation of the solitary pulmonary nodule', *Virtual Mentor*, 7(7), pp. 485–488. doi: 10.1001/virtualmentor.2005.7.7.cpr11-0507.

Amer, H. M. *et al.* (2018) 'A computer-aided early detection system of pulmonary nodules in CT scan images', *ACM International Conference Proceeding Series*, (February), pp. 81–86. doi: 10.1145/3220267.3220291.

Ames, B. N. and Gold, L. S. (1998) 'The causes and prevention of cancer: The role of environment', *Biotherapy*, 11(2–3), pp. 205–220. doi: 10.1023/A:1007971204469.

Ariateja, D., Ardiyanto, I. and Soesanti, I. (2018) 'A Review of Contrast Enhancement Techniques in Digital Image Processing', *2018 4th International Conference on Science and Technology (ICST)*, 1, pp. 1–6.

Arici, T. *et al.* (2009) 'A Histogram Modification Framework and Its Application for Image Contrast Enhancement', 18(9), pp. 1921–1935.

Awai, K. *et al.* (2004) 'Pulmonary Nodules at Chest CT: Effect of Computer-aided Diagnosis on Radiologists' Detection Performance', *Radiology*, 230(2), pp. 347–352. doi: 10.1148/radiol.2302030049.

Bhalerao, R. Y. *et al.* (2019) 'A novel approach for detection of Lung Cancer using Digital Image Processing and Convolution Neural Networks', *2019 5th International Conference on Advanced Computing & Communication Systems (ICACCS)*, pp. 577–583.

Bhandari, A. K. *et al.* (2014) 'Cuckoo search algorithm based satellite image contrast and brightness enhancement using DWT – SVD'. doi: 10.1016/j.isatra.2014.04.007.

Bouaziz, A., Draa, A. and Chikhi, S. (2014) 'A cuckoo search algorithm for fingerprint image contrast enhancement', *2014 2nd World Conference on Complex Systems, WCCS 2014*, pp. 678–685. doi: 10.1109/ICoCS.2014.7060930.

Cai, M. (2017) 'Shadowed sets of dynamic fuzzy sets', *Granular Computing*, 2(2), pp. 85–94. doi: 10.1007/s41066-016-0029-y.

Cattaneo, G. and Ciucci, D. (2003) 'An Algebraic Approach to Shadowed Sets', *Electronic Notes in Theoretical Computer Science*, 842(4), pp. 64–75.

Celik, T. (2014) 'Spatial entropy-based global and local image contrast enhancement', *IEEE Transactions on Image Processing*, 23(12), pp. 5298–5308. doi: 10.1109/TIP.2014.2364537.

Chaira, T. (2014) 'An improved medical image enhancement scheme using Type II fuzzy set', *Applied Soft Computing Journal*, 25, pp. 293–308. doi: 10.1016/j.asoc.2014.09.004.

Chang, Y. et al. (2018) 'Automatic Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization with Dual Gamma Correction', *IEEE Access*, 6(c), pp. 11782–11792. doi: 10.1109/ACCESS.2018.2797872.

Chen, S. Der and Ramli, A. R. (2003a) 'Contrast Enhancement using Recursive Mean - Separate Histogram Equalization for Scalable Brightness Preservation', 49(4), pp. 1301–1309.

Chen, S. Der and Ramli, A. R. (2003b) 'Minimum mean brightness error bi-histogram equalization in contrast enhancement', *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 49(4), pp. 1310–1319. doi: 10.1109/TCE.2003.1261234.

Chiu, Y., Cheng, F. and Huang, S. (2011) 'Efficient Contrast Enhancement Using Adaptive Gamma Correction and Cumulative Intensity Distribution', (2), pp. 2946–2950.

Coelho, L. dos S., Sauer, J. G. and Rudek, M. (2009) 'Differential evolution optimization combined with chaotic sequences for image contrast enhancement', *Chaos, Solitons and Fractals*, 42(1), pp. 522–529. doi: 10.1016/j.chaos.2009.01.012.

Conclusion, V. (1989) 'Fast and reliable image enhancement using fuzzy relaxation technique - Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on', 19(5), pp. 1276–1281.

Daniel, E. (2018) 'Optimum Wavelet-Based Homomorphic Medical Image Fusion Using Hybrid Genetic-Grey Wolf Optimization Algorithm', *IEEE Sensors Journal*, 18(16), pp. 6804–6811. doi: 10.1109/JSEN.2018.2822712.

Daniel, E. and Anitha, J. (2016) 'Optimum wavelet based masking for the contrast enhancement of medical images using enhanced cuckoo search algorithm', *Computers in Biology and Medicine*, pp. 1–7. doi: 10.1016/j.combiomed.2016.02.011.

Deng, H., Duan, C. and Zhou, X. (2015) 'A novel fuzzy enhancement of mammograms', *IET Conference Publications*, 2015(CP680). doi: 10.1049/cp.2015.0759.

Draa, A. and Bouaziz, A. (2014) 'An artificial bee colony algorithm for image contrast enhancement', 16, pp. 69–84. doi: 10.1016/j.swevo.2014.01.003.

Fu, X. *et al.* (2015) 'A Probabilistic Method for Image Enhancement with Simultaneous Illumination and Reflectance Estimation', *IEEE Transactions on Image Processing*, 24(12), pp. 4965–4977. doi: 10.1109/TIP.2015.2474701.

Gandhamal, A. *et al.* (2017) 'Local gray level S-curve transformation – A generalized contrast enhancement technique for medical images', *Computers in Biology and Medicine*, 83(February), pp. 120–133. doi: 10.1016/j.compbimed.2017.03.001.

Garcia-Hernandez, J. J., Gomez-Flores, W. and Rubio-Loyola, J. (2016) 'Analysis of the impact of digital watermarking on computer-aided diagnosis in medical imaging', *Computers in Biology and Medicine*, 68, pp. 37–48. doi: 10.1016/j.compbimed.2015.10.014.

Ghasemi A, Aliyali M, Z. M. (2015) 'Non surgical treatments in lung cancer', 4, pp. 1–13.

Gonzalez, C. I., Melin, P. and Castillo, O. (2017) 'Toward General Type-2 Fuzzy Logic Systems Based on Shadowed Sets', 1. doi: 10.1007/978-3-319-66824-6.

Gupta, B. and Agarwal, T. K. (2018) 'New contrast enhancement approach for dark images with non-uniform illumination', *Computers and Electrical Engineering*, 70, pp. 616–630. doi: 10.1016/j.compeleceng.2017.09.007.

Hanmandlu, M. *et al.* (2009) 'A novel optimal fuzzy system for color image enhancement using bacterial foraging', *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 58(8), pp. 2867–2879. doi: 10.1109/TIM.2009.2016371.

Hashemi, S. *et al.* (2010) 'An image contrast enhancement method based on genetic algorithm', *Pattern Recognition Letters*, 31(13), pp. 1816–1824. doi: 10.1016/j.patrec.2009.12.006.

Hassanzadeh, T., Vojodi, H. and Mahmoudi, F. (2011) 'Non-linear Grayscale Image Enhancement', pp. 174–181.

Holley, C. and Holley, C. (2009) 'ThinkIR: The University of Louisville ' s Institutional Repository By'.

Hoseini, P. and Shayesteh, M. G. (2013) 'Efficient contrast enhancement of images using hybrid ant colony optimisation , genetic algorithm , and simulated annealing', *Digital Signal Processing*, 23(3), pp. 879–893. doi: 10.1016/j.dsp.2012.12.011.

Hosseini, M. P. *et al.* (2012) 'Designing a new CAD system for pulmonary nodule detection in High Resolution Computed Tomography (HRCT) images', *Tehran University Medical Journal*, 70, pp. 250–256.

Huang, S., Cheng, F. and Chiu, Y. (2013) 'Efficient Contrast Enhancement Using Adaptive Gamma Correction With Weighting Distribution', 22(3), pp. 1032–1041.

Ibrahim, H., Sia, N. and Kong, P. (2007) 'Brightness Preserving Dynamic Histogram Equalization for Image Contrast Enhancement', 53(4).

Iravani, S. and Ezoji, M. (2016) 'Adaptive contrast enhancement using optimal equalization of 2-dimensional histogram', *machine vision and image processing*, 2, pp. 15–24.

Jenifer, S., Parasuraman, S. and Kadirvelu, A. (2016) 'Contrast enhancement and brightness preserving of digital mammograms using fuzzy clipped contrast-limited adaptive histogram equalization algorithm', *Applied Soft Computing Journal*, 42, pp. 167–177. doi: 10.1016/j.asoc.2016.01.039.

Jenifer, S., Parasuraman, S. and Kadirvelu, A. (2016) 'Contrast enhancement and brightness preserving of digital mammograms using fuzzy clipped contrast-limited adaptive histogram equalization algorithm', *Applied Soft Computing Journal*, 42, pp. 167–177. doi: 10.1016/j.asoc.2016.01.039.

Jiang, H., Lou, B. and Liao, S. (2012) 'Medical Image Enhancement Method Based on Mode Decomposition', 1(December), pp. 21–31. doi: 10.4156/amt.vol1.issue1.3.

Kalhor, M. *et al.* (2019) 'Assessment of histogram-based medical image contrast enhancement techniques: An implementation', *2019 IEEE 9th Annual Computing and Communication Workshop and Conference, CCWC 2019*, pp. 997–1003. doi: 10.1109/CCWC.2019.8666468.

Kallel, F. and Ben Hamida, A. (2017) 'A New Adaptive Gamma Correction Based Algorithm Using DWT-SVD for Non-Contrast CT Image Enhancement', *IEEE Transactions on Nanobioscience*, 16(8), pp. 666–675. doi: 10.1109/TNB.2017.2771350.

Kamoon, A. M. and Patra, J. C. (2019) 'A novel enhanced cuckoo search algorithm for contrast enhancement of gray scale images', *Applied Soft Computing Journal*, 85, p. 105749. doi: 10.1016/j.asoc.2019.105749.

Kandhway, P., Bhandari, A. K. and Singh, A. (2020) 'A novel reformed histogram equalization based medical image contrast enhancement using krill herd optimization', *Biomedical Signal Processing and Control*, 56, p. 101677. doi: 10.1016/j.bspc.2019.101677.

Keshani, M. *et al.* (2013) 'Lung nodule segmentation and recognition using SVM classifier and active contour modeling: A complete intelligent system', *Computers in Biology and Medicine*, 43(4), pp. 287–300. doi: 10.1016/j.compbiomed.2012.12.004.

Khan, M. A. *et al.* (2020) 'Lungs cancer classification from CT images: An integrated design of contrast based classical features fusion and selection', *Pattern Recognition Letters*, 129, pp. 77–85. doi: 10.1016/j.patrec.2019.11.014.

Khan, M. F., Khan, E. and Abbasi, Z. A. (2014) 'Segment selective dynamic histogram equalization for brightness preserving contrast enhancement of images', *Optik*, 125(3), pp. 1385–1389. doi: 10.1016/j.ijleo.2013.08.005.

Khan, S. A. *et al.* (2019) 'Lungs nodule detection framework from computed tomography images using support vector machine', *Microscopy Research and Technique*, 82(8), pp. 1256–1266. doi: 10.1002/jemt.23275.

Kim, M. and Chung, M. G. (2008) 'Recursively Separated and Weighted Histogram Equalization for Brightness Preservation and Contrast Enhancement'.

Kim, Y. T. (1997) 'Contrast enhancement using brightness preserving bi-histogram equalization', *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 43(1), pp. 1–8. doi: 10.1109/30.580378.

Kwong, R. Y. and Yucel, E. K. (2003) 'Computed Tomography Scan and Magnetic Resonance Imaging', *Circulation*, 108(15), pp. 1–4. doi: 10.1161/01.cir.0000086899.32832.ec.

Lakshmanaprabu, S. K. *et al.* (2019) 'Optimal deep learning model for classification of lung cancer on CT images', *Future Generation Computer Systems*, 92, pp. 374–382. doi: 10.1016/j.future.2018.10.009.

Li, C. *et al.* (2016) 'A novel image enhancement method using fuzzy Sure entropy', *Neurocomputing*, 215, pp. 196–211. doi: 10.1016/j.neucom.2015.07.156.

Li, C. *et al.* (2018) 'Interval data driven construction of shadowed sets with application to linguistic word modelling', *Information Sciences*, (xxxx). doi: 10.1016/j.ins.2018.11.018.

Lidong, H. *et al.* (2015) 'Combination of contrast limited adaptive histogram equalisation and discrete wavelet transform for image enhancement', *IET Image Processing*, 9(10), pp. 908–915. doi: 10.1049/iet-ipr.2015.0150.

Liu, N. and Zhai, G. (2017) 'Free Energy Adjusted Peak Signal to Noise Ratio (FEA-PSNR) for Image Quality Assessment', *Sensing and Imaging*, 18(1), pp. 1–10. doi: 10.1007/s11220-017-0160-0.

Luque-Chang, A. *et al.* (2021) 'Moth Swarm Algorithm for Image Contrast Enhancement', *Knowledge-Based Systems*, 212, p. 106607. doi: 10.1016/j.knosys.2020.106607.

Mahmood, A. *et al.* (2019) 'An Adaptive Image Contrast Enhancement Technique for Low-Contrast Images', *IEEE Access*, 7, pp. 161584–161593. doi: 10.1109/ACCESS.2019.2951468.

Meldo, A. *et al.* (2020) 'The natural language explanation algorithms for the lung cancer computer-aided diagnosis system', *Artificial Intelligence In Medicine*, 108(April), p. 101952. doi: 10.1016/j.artmed.2020.101952.

Mitra, S., Pedrycz, W. and Barman, B. (2010) 'Shadowed c-means: Integrating fuzzy and rough clustering', *Pattern Recognition*, 43(4), pp. 1282–1291. doi: 10.1016/j.patcog.2009.09.029.

MuhammadAli, Q., Yan, Z. and Li, H. (2015) 'Iterative Thresholded Bi-Histogram Equalization

for Medical Image Enhancement', *International Journal of Computer Applications*, 114(8), pp. 20–28. doi: 10.5120/19999-1753.

Nair, M. S. and Lakshmanan, R. (2011) 'Fuzzy logic-based automatic contrast enhancement of satellite images of ocean', pp. 69–80. doi: 10.1007/s11760-009-0143-2.

Onn, A., Tsuboi, M. and Thatcher, N. (2004) 'Treatment of non-small-cell lung cancer: A perspective on the recent advances and the experience with gefitinib', *British Journal of Cancer*, 91, pp. S11–S17. doi: 10.1038/sj.bjc.6602062.

Paing, M. P. *et al.* (2019) 'Automatic detection and staging of lung tumors using locational features and double-staged classifications', *Applied Sciences (Switzerland)*, 9(11). doi: 10.3390/app9112329.

Pal, S. K. and King, R. A. (1981) 'Image Enhancement Using Smoothing with Fuzzy Sets', *IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS*, 11(7), pp. 494–500.

Parihar, A. S., Verma, O. P. and Khanna, C. (2017) 'Fuzzy-Contextual Contrast Enhancement', *IEEE Transactions on Image Processing*, 26(4), pp. 1810–1819. doi: 10.1109/TIP.2017.2665975.

Parkin, D. M. *et al.* (2005) 'Global Cancer Statistics, 2002', *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 55(2), pp. 74–108. doi: 10.3322/canjclin.55.2.74.

Pedrycz, W. (1998) 'Shadowed sets: representing and processing fuzzy sets', 28(1), pp. 103–109. Pedrycz, W. (2005) 'Interpretation of clusters in the framework of shadowed sets', 26, pp. 2439–2449. doi: 10.1016/j.patrec.2005.05.001.

Pizer, S. M. *et al.* (1987) 'Adaptive Histogram Equalization and Its Variations', 368, pp. 355–368. Rahman, S. (2014) 'Image Enhancement in Spatial Domain : A Comprehensive Study'.

Raju, G. and Nair, M. S. (2014) 'International Journal of Electronics and Communications (AEÜ) A fast and efficient color image enhancement method based on fuzzy-logic and histogram', *AEUE - International Journal of Electronics and Communications*, 68(3), pp. 237–243. doi: 10.1016/j.aeue.2013.08.015.

Rundo, L. *et al.* (2019) 'MedGA: A novel evolutionary method for image enhancement in medical imaging systems', *Expert Systems with Applications*, 119, pp. 387–399. doi: 10.1016/j.eswa.2018.11.013.

S.Rahimi and Shayegan, M. . (2020) 'Digital image blurring reduction using modified total variation-based guided filter', *macjine vision and image processinh*, 7, pp. 1–16.

Sahnoun, M. *et al.* (2019) 'A Modified DWT-SVD Algorithm for T1-w Brain MR Images Contrast Enhancement', *Irbm*, 40(4), pp. 235–243. doi: 10.1016/j.irbm.2019.04.007.

Salem, N., Malik, H. and Shams, A. (2019) 'Medical image enhancement based on histogram

- algorithms', *Procedia Computer Science*, 163, pp. 300–311. doi: 10.1016/j.procs.2019.12.112.
- Santos, A. M. *et al.* (2014) 'Automatic detection of small lung nodules in 3D CT data using Gaussian mixture models, Tsallis entropy and SVM', *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 36, pp. 27–39. doi: 10.1016/j.engappai.2014.07.007.
- Senthilkumar, B. and Umamaheswari, G. (2011) 'A review on Computer Aided Detection and diagnosis - Towards the treatment of breast cancer', *European Journal of Scientific Research*, 52(4), pp. 437–452.
- Shakeri, M. *et al.* (2017) 'Image contrast enhancement using fuzzy clustering with adaptive cluster parameter and sub-histogram equalization', *Digital Signal Processing*, 62, pp. 224–237. doi: 10.1016/j.dsp.2016.10.013.
- Sheet, D. *et al.* (2010) 'Brightness preserving dynamic fuzzy histogram equalization', *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 56(4), pp. 2475–2480.
- Sim, K. S., Tso, C. P. and Tan, Y. Y. (2007) 'Recursive sub-image histogram equalization applied to gray scale images', 28, pp. 1209–1221. doi: 10.1016/j.patrec.2007.02.003.
- Subramani, B. and Veluchamy, M. (2019) 'Fuzzy contextual inference system for medical image enhancement', *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 148, p. 106967. doi: 10.1016/j.measurement.2019.106967.
- Sun, S., Li, W. and Kang, Y. (2016) 'Lung nodule detection based on GA and SVM', *Proceedings - 2015 8th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, BMEI 2015*, (Bmei), pp. 96–100. doi: 10.1109/BMEI.2015.7401480.
- Tahayori, H. and Sadeghian, A. (2013) 'Shadowed fuzzy sets: A framework with more freedom degrees for handling uncertainties than interval type-2 fuzzy sets and lower computational complexity than general type-2 fuzzy sets', *Studies in Computational Intelligence*, 417, pp. 97–117. doi: 10.1007/978-3-642-28959-0_6.
- Valente, I. R. S. *et al.* (2016) 'Automatic 3D pulmonary nodule detection in CT images: A survey', *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 124, pp. 91–107. doi: 10.1016/j.cmpb.2015.10.006.
- Wang, B. *et al.* (2005) 'A novel adaptive image fuzzy enhancement algorithm', *Journal of Xidian University*, pp. 307–313.
- Wang, L.-X. (1997) *A course in fuzzy systems and control*.
- Wang, W. *et al.* (2019) 'Adaptive image enhancement method for correcting low-illumination images', *Information Sciences*, 496, pp. 25–41. doi: 10.1016/j.ins.2019.05.015.
- Wang, W. *et al.* (2020) 'An Experiment-Based Review of Low-Light Image Enhancement

Methods', *IEEE Access*, 8, pp. 87884–87917. doi: 10.1109/ACCESS.2020.2992749.

Wang, Y, Chen, Q. and Zhang, B. (1999) 'Image enhancement based on equal area dualistic sub-image histogram equalization method', *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 45, pp. 68–75.

Wang, Yu, Chen, Q. and Zhang, B. (1999) 'Image Enhancement Based on Equal Area Dualistic Sub-Image Histogram Equalization Method - Consumer Electronics, IEEE Transactions on', 45(1).

Wang, Z. *et al.* (2004) 'Image Quality Assessment : From Error Visibility to Structural Similarity', 13(4), pp. 600–612.

Wang, Z. and Bovik, A. C. (2006) 'Modern Image Quality Assessment'. doi: 10.2200/S00010ED1V01Y2005081VM003.

Winer-muram, H. T. (2006) 'The Solitary Pulmonary Nodule 1', 239(1).

Wu, H. T. *et al.* (2018) 'A novel reversible data hiding method with image contrast enhancement', *Signal Processing: Image Communication*, 62, pp. 64–73. doi: 10.1016/j.image.2017.12.006.

Yang, Y., Su, Z. and Sun, L. (2010) 'Medical image enhancement algorithm based on wavelet transform', 46(2), pp. 2–3. doi: 10.1049/el.2010.2063.

Yao, Y., Wang, S. and Deng, X. (2017) 'Constructing shadowed sets and three-way approximations of fuzzy sets', *Information Sciences*. doi: 10.1016/j.ins.2017.05.036.

Yun, H. *et al.* (2016) 'A Novel Enhancement Algorithm Combined with Improved Fuzzy Set Theory for Low Illumination Images', 2016.

Zahir, T. *et al.* (2011) 'Evaluation of Diagnostic Value of CT Scan and MRI in Brain Tumors and Comparison with Biopsy', *Iranian Journal of Pediatric Hematology Oncology*, 1(4), pp. 121–125.

Zhang, F. *et al.* (2014) 'Lung nodule classification with multilevel patch-based context analysis', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(4), pp. 1155–1166. doi: 10.1109/TBME.2013.2295593.

Zhang, H. *et al.* (2019) 'Improved adaptive image retrieval with the use of shadowed sets', *Pattern Recognition*, 90, pp. 390–403. doi: 10.1016/j.patcog.2019.01.029.

Zhang, Lin *et al.* (2011) *Correspondence FSIM : A Feature Similarity Index for Image*.

Zhao, C. *et al.* (2019) 'A new approach for medical image enhancement based on luminance-level modulation and gradient modulation', *Biomedical Signal Processing and Control*, 48, pp. 189–196. doi: 10.1016/j.bspc.2018.10.008.

Zhou, J., Pedrycz, W. and Miao, D. (2011) 'Shadowed sets in the characterization of rough-fuzzy clustering', *Pattern Recognition*, 44(8), pp. 1738–1749. doi: 10.1016/j.patcog.2011.01.014.

Zimmerman, J. B. *et al.* (1987) 'Washington University Open Scholarship An Evaluation of The Effectiveness of Adaptive Histogram Equalization for Contrast Enhancement An Evaluation of The Effectiveness of Adaptive Histogram Equalization for', 31.

Zuiderveld, K. (1994) 'Contrast limited adaptive histogram equalization', *Graphics gems*, pp. 474–485.

پیوست‌ها

پیوست الف: اختصارات

Absolute Mean Brightness Error	AMBE
Adaptive Gamma Correction	AGC
Adaptive Gamma Correction with Weighting Distribution	AGCWD
Adaptive Histogram Equalization	AHE
Artificial Bee Colony	ABC
Average Gradient	AG
Bacterial Foraging Algorithm	BFA
Brightness Preserving Bi-Histogram Equalization	BBHE
Brightness Preserving Dynamic Fuzzy Histogram Equalization	BPDFHE
Brightness Preserving Dynamic Histogram Equalization	BPDHE
Computed Tomography	CT
Computer Aided Diagnosis	CAD
Contrast limited Adaptive Histogram Equalization	CLAHE
Cuckoo Search	CS
Cumulative Distribution Function	CDF
Discrete Wavelet Transform	DWT
Dualistic Sub-Image Histogram Equalization	DSIHE
Dynamic Histogram Equalization	DHE
enhanced cuckoo search	ECS
False Negative	FN
False Positive	FP

Feature Similarity index	FSIM
Fuzzy Contextual Contrast Enhancement	FCCE
Fuzzy Contextual Dissimilarity Adaptive Histogram Equalization	FCDAHE
Genetic Algorithm	GA
Histogram Equalization	HE
Krill Herd Algorithm	KHA
Magnetic Resonance Imaging	MRI
Mean opinion Score	MOS
Mean Value	MV
Minimum Mean Brightness Error Bi-Histogram Equalization	MMBEBHE
Naturalness Image Quality Evaluator	NIQE
Peak Signal-to-Noise Ratio	PSNR
Probability Density Function	PDF
Recursive Mean Separate Histogram Equalization	RMSHE
Recursive sub-image histogram equalization	RSIHE
Recursively Separated and Weighted Histogram Equalization	RSWHE
Standard Difference	STD
Structural Similarity index	SSIM
True Negative	TN
True Positive	TP

پیوست ب: واژه نامه انگلیسی به فارسی

«A»

Alveoli	آلوئول
Anaphylaxis	آنافیلاکسی
Adaptive gamma correction	تصحیح گاما تطبیقی
Adaptive Gamma Correction with Weighting Distribution	تصحیح گاما تطبیقی با توزیع وزن دار
Adaptive Gamma Correction	تصحیح گامای تطبیقی
Absolute mean brightness error	خطای مطلق میانگین روشنایی
Accuracy	صحت
Ant Colony	کلونی مورچه
Average gradient	گرادیان میانگین
algorithm Cuckoo search	الگوریتم جستجوی فاخته
Adaptive histogram equalization	متعادل سازی هیستوگرام تطبیقی
Adaptive Histogram Equilization	متعادل سازی هیستوگرام تطبیقی
Axial	محوری

«B»

Balance	تعاادل
Band Pass filter	فیلتر میان گذر
Bee Colony	کلونی زنبور

Begnign	خوش خیم
Biopsy	بیوپسی
Blood vessels	عروق خونی
Blurring	تارشدگی
Breast Cancer	سرطان سینه
Bright area	نواحی روشن
Bronchial	برونش
Bronchioles	برونشیول
Bronchoscope	برونسکوپ
Bronchus	نایژه‌ها
«C»	
Cavity Nodule	ندول کاواک
Classification	طبقه‌بندی
Computed Tomography	توموگرافی کامپیوتری
Computer-aided diagnosis	کمک تشخیص کامپیوتری
Confusion matrix	ماتریس درهم‌ریختگی
Contrast limited adaptive histogram equalization	متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی با کنتراست محدود شده
Convolutional Neural Network	شبکه عصبی پیچشی
Core	هسته

CT Scan	سی تی اسکن
Cuckoo Search Algorithm	الگوریتم جستجوی فاخته
Cumulative Distribution Function	تابع توزیع تجمعی
Discrete Wavelet Transform	«D» تبدیل موجک گسسته
Density	چگالی
Edge	«E» لبه
Enhanced Cuckoo Search	جستجوی فاخته بهبود یافته
Entropy	آنترپی
Evolutionary Computing	محاسبات تکاملی
Exclusion	محذوف
F1-Score	«F» امتیاز F1
False Negative	منفی کاذب
False Positive	مثبت کاذب
Feature extraction	استخراج ویژگی
Feature Similarity Index	شاخص تشابه ویژگی
Fitness Function	تابع برازندگی
Fourier Analysis	تحلیل فوریه
Frequency domain	حوزه فرکانس

Full- Reference	مرجع کامل
«G»	
Global	سراسری
Gray level	سطح خاکستری
Gray Level	سطح خاکستری
Gray Scale	سیاه و سفید
Genetic Algorithm	الگوریتم ژنتیک
Gradient modulation	مدولاسیون گرادیان
«H»	
Human Viewer	بیننده انسانی
Haar transform	تبدیل هار
Hybrid	ترکیبی
High pass filter	فیلتر بالاگذر
Histogram equalization	متعادل سازی هیستوگرام
Histogram	هیستوگرام
«I»	
Image quality assessment	ارزیابی کیفیت تصویر
Image enhancement	بهبود کنتراست
Image Processing	پردازش تصویر
Image Preprocessing	پیش پردازش تصاویر

Intensity level	سطوح شدت
Isolated Nodule	ندول منفرد
«K»	
K-fold Cross Validation	اعتبارسنجی متقابل
«L»	
Lung Cancer	سرطان ریه
Low pass filter	فیلتر پایین گذر
Lobe	لوب
Local histogram equalization	متعادل سازی هیستوگرام محلی
Local	محلی
Lumination	روشنایی
Luminance-level modulation	مدولاسیون سطح روشنایی
«M»	
Mean opinion Score	امتیاز میانگین نظرات
Malign	بدخیم
Membership function	تابع عضویت
Medical Imaging	تصویربرداری پزشکی
Meta Heuristic	فراابتکاری
Meta-heuristic algorithm	الگوریتم های فراابتکاری
Mammography	ماموگرافی
Morphology	ماموگرافی

Metastasis	متاستاز
Machine Learning models	مدل‌های یادگیری ماشین
Mean value	مقدار میانگین
	«N»
Naturalness Image Quality Evaluator	ارزیابی‌کننده کیفیت طبیعی تصویر
Noise Reduction	کاهش نویز
Non-Reference	بدون مرجع
Non-uniform lumination	روشنایی غیریکنواخت
Non-small cell lung cancer	سرطان ریه سلول غیر کوچک
Nodule	ندول
Non-Isolated Nodule	ندول غیر منفرد
	«O»
Objective assessment	ارزیابی عینی
Open Source	متن باز
	«P»
Pathology	پاتولوژی
Probability Density Function	تابع چگالی احتمال
Pleural	پلور
Pre-processing	پیش‌پردازش
Pixel intensity	شدت پیکسل
Performance	کارایی

Peak signal-to-noise ratio	نسبت سیگنال به نویز
«R»	
Radiotherapy	رادیوتراپی
Radiography	رادیوگرافی
Real-time application	کاربردهای بلادرنگ
Reduced- Reference	مرجع کاهش یافته
Recall	یادآوری
«S»	
Segmentation	قطعه‌بندی
Shadowed Set	مجموعه سایه‌ای
Sharpening	تیزسازی
Sharpening Filter	فیلتر تیزساز
Signal Spectrum	طیف سیگنال
Simulated Annealing	شبیه سازی تبرید
Small cell lung cancer	سرطان ریه سلول کوچک
Smoothing Filter	فیلتر هموارساز
Soft Computing	محاسبات نرم
Solid Nodule	ندول جامد
Spatial domain	حوزه مکان
Standard difference	انحراف معیار

Structural Similarity Index	شاخص تشابه ساختاری
Subjective	ذهنی
Subjective assessment	ارزیابی ذهنی
Sugeno	سوگنو
Support	پشتیان
Test and training	«T» تست و آزمون
Tissue	بافت
True Positive	مثبت صحیح
True Negative	منفی صحیح
Tumor	تومور
Uncertainty	«U» عدم قطعیت
Variance	«V» واریانس
Wavelet Transform	«W» تبدیل موجک
Weighted gradient	گرادیان وزنی
X Ray	«X» اشعه ایکس

پیوست ج: واژه نامه فارسی به انگلیسی

«الف»

Alveoli	آلوئول
Anaphylaxis	آنافیلاکسی
CT Scan	سی تی اسکن
Cuckoo Search Algorithm	الگوریتم جستجوی فاخته
Entropy	آنتروپی
F1-Score	امتیاز F1
Feature extaction	استخراج ویژگی
Genetic Algorithm	الگوریتم ژنتیک
Image quality assessment	ارزیابی کیفیت تصویر
K-fold Cross Validation	اعتبارسنجی متقابل
Mean opinion Score	امتیاز میانگین نظرات
Meta-heuristic algorithm	الگوریتم‌های فراابتکاری
Naturalness Image Quality Evaluator	ارزیابی کننده کیفیت طبیعی تصویر
Objective assessment	ارزیابی عینی
Standard difference	انحراف معیار
Subjective assessment	ارزیابی ذهنی
X Ray	اشعه ایکس

«ب»

Tissue	بافت
Biopsy	بیوپسی
Bronchial	برونش
Bronchioles	برونشیول
Bronchoscope	برونسکوپ
Human Viewer	بیننده انسانی
Image enhancement	بهبود کنتراست
Malign	بدخیم
Non-Reference	بدون مرجع

«پ»

Image Preprocessing	پیش‌پردازش تصاویر
Image Processing	پردازش تصویر
Pathology	پاتولوژی
Pleural	پلور
Pre-processing	پیش‌پردازش
Support	پشتیان

«ت»

Fitness Function	تابع برازندگی
Cumulative Distribution Function	تابع توزیع تجمعی
Probability Density Function	تابع چگالی احتمال

Membership function	تابع عضویت
Blurring	تارشدگی
Wavelet Transform	تبدیل موجک
Descrete Wavelet Transform	تبدیل موجک گسسته
Haar transform	تبدیل هار
Fourier Analysis	تحلیل فوریه
Hybrid	ترکیبی
Test and training	تست و آزمون
Adaptive Gamma Correction with Weighting Distribution	تصحیح گاما تطبیقی با توزیع وزن دار
Adaptive Gamma Correction	تصحیح گامای تطبیقی
Medical Imaging	تصویربرداری پزشکی
balance	تعادل
Tumor	تومور
Computed Tomography	توموگرافی کامپیوتری
Sharpening	تیزسازی
	«ج»
Enhanced Cuckoo Seaech	جستجوی فاخته بهبودیافته
	«چ»
Density	چگالی
	«ح»

Frequency domain	حوزه فرکانس
Spatial domain	حوزه مکان
Absolute mean brightness error	«خ» خطای مطلق میانگین روشنایی
Begnin	خوش خیم
Subjective	«ذ» ذهنی
Radiotherapy	«ر» رادیوتراپی
Radiography	رادیوگرافی
Lumination	روشنایی
Non-uniform lumination	روشنایی غیریکنواخت
Breast Cancer	«س» سرطان سینه
CT Scan	سی تی اسکن
Global	سراسری
Gray Level	سطح خاکستری
Gray Scale	سیاه و سفید
Intensity level	سطوح شدت
Lung Cancer	سرطان ریه
Non-small cell lung cancer	سرطان ریه سلول غیر کوچک

Small cell lung cancer	سرطان ریه سلول کوچک
Sugeno	سوگنو
«ش»	
Feature Similarity Index	شاخص تشابه ویژگی
Pixel intensity	شدت پیکسل
Simulated Annealing	شبیه سازی تبرید
Convolutional Neural Network	شبکه عصبی پیچشی
Structural Similarity Index	شاخص تشابه ساختاری
«ص»	
Accuracy	صحت
«ط»	
Classification	طبقه بندی
Signal Spectrum	طیف سیگنال
«ع»	
Blood vessels	عروق خونی
Uncertainty	عدم قطعیت
«ف»	
Band Pass filter	فیلتر میان گذر
High pass filter	فیلتر بالا گذر
Low pass filter	فیلتر پایین گذر
Meta Heuristic	فراالبتکاری

Sharpening Filter	فیلتر تیزساز
Smoothing Filter	فیلتر هموارساز
«ک»	
Performance	کارایی
Real-time application	کاربردهای بلادرنگ
Noise Reduction	کاهش نویز
Bee Colony	کلونی زنبور
Ant Colony	کلونی مورچه
Computer-aided diagnosis	کمک تشخیص کامپیوتری
«گ»	
Average gradient	گرادیان میانگین
Weighted gradient	گرادیان وزنی
«ل»	
Edge	لبه
Lobe	لوب
«م»	
Histogram equalization	متعادل سازی هیستوگرام
Exclusion	محذوف
Adaptive histogram equalization	متعادل سازی هیستوگرام تطبیقی

Adaptive Histogram Equalization	متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی
Confusion matrix	ماتریس درهم‌ریختگی
Contrast limited adaptive histogram equalization	متعادل‌سازی هیستوگرام تطبیقی با کنتراست محدود شده
Evolutionary Computing	محاسبات تکاملی
Axial	محوری
False Negative	منفی کاذب
False Positive	مثبت کاذب
Full- Reference	مرجع کامل
Gradient modulation	مدولاسیون گرادیان
Local	محلی
Local histogram equalization	متعادل‌سازی هیستوگرام محلی
Luminance-level modulation	مدولاسیون سطح روشنایی
Machine Learning models	مدل‌های یادگیری ماشین
Mammography	ماموگرافی
Mean value	مقدار میانگین
Metastasis	متاستاز
Morphology	مورفولوژی
Open Source	متن‌باز

Reduced- Reference	مرجع کاهش یافته
Shadowed Set	مجموعه سایه ای
Soft Computing	محاسبات نرم
True Negative	منفی صحیح
True Positive	مثبت صحیح
«ن»	
Bright area	نواحی روشن
Bronchus	نایژه ها
Cavity Nodule	ندول کاواک
Isolated Nodule	ندول منفرد
Nodule	ندول
Non-Isolated Nodule	ندول غیر منفرد
Peak signal-to-noise ratio	نسبت سیگنال به نویز
Solid Nodule	ندول جامد
«و»	
Variance	واریانس
«ه»	
Core	هسته
Histogram	هیستوگرام
«ی»	

Abstract

Lung cancer is one of the deadliest diseases in the world. Due to the difficulty of diagnosing lung cancer compared to other diseases, this disease is currently the most advanced mortality. The main reason for the failure to detect the disease early is the small size of the lesion, known as a nodule. Meanwhile, CT scan imaging is used as the most powerful tool to diagnose and evaluate this disease. In recent years, researchers in the field of machine vision have introduced computer-aided detection systems that automatically detect and classify healthy and cancerous areas of lung tissue. On the other hand, the good quality of the images used in these systems is essential for an accurate diagnosis. Issues such as poor image quality, eye fatigue, or a specialist physician's misconception can lead to diagnostic errors. In this regard, one of the important parts of computer-aided detection systems is the part of improving the contrast of images, whose task is to increase the quality and sharpness of the image and thus the more accurate diagnosis of the disease. Due to the importance of the subject in this study, a new method to improve the contrast of images based on shadowed sets has been presented. The results show that based on the criteria for evaluating contrast enhancement such as Entropy, PSNR, AMBE, FSIM, and SSIM, the proposed method was able to improve the image contrast while preserving the structural features of the image and keeping the noise level low. Also, the use of the proposed method in the computer-aided diagnosis of lung cancer showed that this method had increased the accuracy of the system.

Keywords:

Lung Cancer, Lung Nodules, CT Scans images, Image contrast enhancement, Computer-aided diagnosis system



Tarbiat Modares University
Information Technology Engineering

MSc Thesis

**Improving the accuracy of lung cancer detection using CT scan
images based on image contrast enhancement**

Author

Sayed Meysam Alavi

Supervisor

Dr. Mehrdad Kargari

Advisor

Dr. Mehdi Orooji

January 2021