

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی کامپیوتر

پایان نامه کارشناسی ارشد هوش مصنوعی

بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم برای خرابی ناشی از روشنایی و نویز

نگارنده: بهناز کدخدائی

استاد راهنما

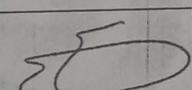
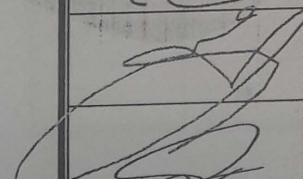
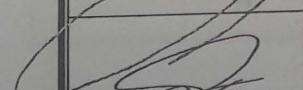
دکتر حمید حسن پور

دی ۱۳۹۹

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

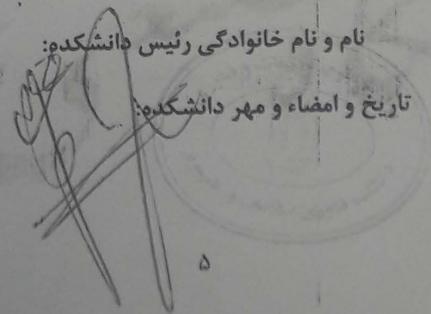
با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم بهناز کدخدائی با شماره دانشجویی ۹۶۳۵۳۳۴ رشته مهندسی کامپیوتر گرایش هوش مصنوعی تحت عنوان بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم برای خرابی ناشی از روشنایی و نویز که در تاریخ ۱۳۹۹/۱۱/۱۸ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

<input checked="" type="checkbox"/> الف) درجه عالی: نمره ۱۹-۲۰	<input type="checkbox"/> ب) درجه خیلی خوب: نمره ۱۸/۹۹-۱۸
<input type="checkbox"/> ج) درجه خوب: نمره ۱۷/۹۹-۱۶	<input type="checkbox"/> د) درجه متوسط: نمره ۱۵/۹۹-۱۴
<input type="checkbox"/> ه) کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد	
<input type="checkbox"/> نظری	<input type="checkbox"/> عملی

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاداراهتمای اول	دکتر حمید حسن پور	استاد	
۲- استاداراهتمای دوم			
۳- استاد مشاور			
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	محسن فرهادی	مربی	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر حسین خسروی	راشد	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر مرضیه رحیمی	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:



تقدیم به
پدر و مادر عزیزتر از جانم
که هر آن چه دارم متعلق به آن‌هاست و حاصل بزرگواری،
محبت و از خودگذشتگی آن دو عزیز مهربان است.

اکنون که با عنایت و یاری خداوند متعال مراحل پژوهش، تدوین و نگارش تحقیق به پایان رسیده است؛ وظیفه خود می‌دانم از عزیزانی که طی مراحل مختلف از راهنمایی و یاری آن‌ها بهره‌بردم سپاسگزاری نمایم.

بدون شک جایگاه و منزلت معلم بالاتر از آن است که در مقام قدردانی از زحمات بی‌شائبه‌ی او با زبان قاصر کلامی بنگاریم. خالصانه‌ترین مراتب قدردانی خود را از راهنمایی‌های حکیمانه و حمایت‌های ارزنده استاد بزرگوار و فرزانه جناب آقای دکتر حمید حسن‌پور که در طول تحصیل و نیز در مراحل مختلف این پژوهش، صبورانه و مشتاقانه مرا راهنمایی کردند کمال تشکر و قدردانی را دارم. چرا که اگر یاری استاد گران‌قدر و پدر و مادر عزیزم نبود، امروز این تلاش به پایان نمی‌رسید و با امید اینکه روزگار توفیق جبران زحمات این عزیزان را از من دریغ ندارد.

در پایان لازم می‌دانم از تمامی افرادی که به‌طور مستقیم و غیر مستقیم در به‌ثمر نشستن این پژوهش مرا مرهون مساعدت و همکاری خود نمودند؛ به‌ویژه از تک‌تک اعضای خانواده‌ام که دعای خیرشان همواره حلال مشکلاتم بوده و در فراز و نشیب این مسیر همواره یار و پشتیبانم بوده و کوتاهی‌ها و تقصیراتم را با بردباری نادیده گرفته‌اند، صمیمانه تشکر و قدردانی کنم.

بهناز کدخدائی

دی ۱۳۹۹

تعهد نامه

اینجانب بهنامز کدخدائی دانشجوی کارشناسی ارشد رشته نرم افزار مهندسی کامپیوتر دانشگاه شاهرود، نویسنده پایان نامه با عنوان **بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم برای خرابی ناشی از روشنایی و نویز**، تحت راهنمایی **حمید حسن پور** متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های دیگر پژوهش گران، به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب این پایان نامه، تا کنون توسط خود، یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارایه نشده است.
- حقوق معنوی این اثر، به دانشگاه صنعتی شاهرود تعلق دارد، و مقالات مستخرج با نام “ دانشگاه صنعتی شاهرود “ یا “ Shahrood University of Technology “ به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آوردن نتایج اصلی پایان نامه تاثیرگذار بوده اند، در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است، ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته (یا استفاده شده است)، اصل رازداری و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

بهنامز کدخدائی

دی ۱۳۹۹

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده

کپسول آندوسکوپی بی‌سیم ابزاری است که دستگاه گوارش را بدون ایجاد جراحت و درد بررسی می‌کند. با توجه به محیط پیچیده دستگاه گوارش و محدودیت روشنایی کپسول‌ها، تصاویر ضبط‌شده اغلب دارای روشنایی نامناسبی هستند. علاوه بر این، محدود بودن عمق دید دوربین کپسول باعث کاهش دید و از دست رفتن جزئیات تصاویر می‌شود. از طرفی کیفیت تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، به دلیل محدودیت‌های پهنای باند ارتباطی و قدرت کم انتقال تصاویر ضبط‌شده، کاملاً واضح نبوده و دارای نویز است. همچنین شدت نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم با توجه به محیط‌های مختلف دستگاه گوارش و تنوع دوربین‌ها، متفاوت است و امکان دسترسی به تصاویر مرجع وجود ندارد.

با توجه به اینکه تصاویر پزشکی نقش بسیار مهمی در تشخیص بیماری‌های اندام‌های داخلی بدن ایفا می‌کند، بنابراین کیفیت و وضوح تصاویر پزشکی به‌طور مستقیم روی تشخیص پزشکان تأثیرگذار است. از این‌رو هدف ما در این پژوهش، بهسازی روشنایی و حذف نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم با حفظ جزئیات بافت تصاویر و بدون نیاز به تصاویر مرجع است.

تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم دارای روشنایی و کنتراست نامناسبی هستند. از این‌رو برای بهسازی تصاویر لازم است تا روشنایی و کنتراست تصاویر، با حفظ رنگ اولیه و به‌صورت محلی بهسازی شود. بنابراین جهت بهسازی تصاویر از روش اصلاح محلی گاما استفاده شده است. سپس با توجه به حساسیت سیستم بینایی انسان نسبت به نواحی با بافت هموار، رفع نویز به‌صورت محلی و با توجه به بافت تصاویر انجام می‌شود. از این‌رو در روش پیشنهادی، ابتدا با توجه به اطلاعات بافت، تصویر به دو ناحیه هموار و ناهموار قطعه‌بندی می‌شود، سپس با استفاده از فیلتر همومورفیک، مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی از تصویر استخراج شده که هر کدام به‌طور جداگانه دارای کنتراست بهتری نسبت به تصویر اصلی هستند. سپس با اعمال فیلتر انتشار ناهمگن بر روی مؤلفه‌های خروجی فیلتر همومورفیک و انتخاب ضریب بازگشتی مناسب برای نواحی با بافت متفاوت، رفع نویز انجام می‌شود. روش پیشنهادی علاوه بر بهسازی تصاویر، حفظ جزئیات و لبه‌های تصاویر، محتوای بافت تصاویر را نیز بدون تغییر حفظ می‌کند. معیارهای ارزیابی کمی و کیفی بیانگر برتری روش پیشنهادی در مقایسه با دیگر روش‌های نوین رفع نویز و بهسازی کیفیت تصاویر، در حفظ جزئیات، بافت تصاویر و کاهش خرابی‌های ناشی از فیلتر رفع نویز می‌باشد.

کلمات کلیدی: کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، رفع نویز، بهسازی بازه پویای تصاویر

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱. Enhancing Illumination and Denoising of Wireless Capsule Endoscopy Images

فهرست مطالب

ف	فهرست تصاویر
ق	فهرست جداول
۱	۱ کیسول آندوسکوپی بی سیم
۱	۱.۱ مقدمه
۲	۲.۱ کیسول آندوسکوپی بی سیم
۳	۱.۲.۱ کاربرد کیسول آندوسکوپی بی سیم
۴	۲.۲.۱ مشکلات بکارگیری کیسول آندوسکوپی بی سیم
۵	۳.۱ بازه پویا تصویر و بهسازی آن
۷	۴.۱ نويز
۸	۵.۱ تعريف مساله
۸	۶.۱ پيش فرض های تحقيق
۸	۷.۱ هدف پایان نامه
۹	۸.۱ نوآوری های پایان نامه
۹	۹.۱ ساختار پایان نامه
۱۰	۱۰.۱ جمع بندی
۱۱	۲ مروری بر پژوهش های پیشین
۱۱	۱.۲ مقدمه
۱۱	۲.۲ اصلاح گاما
۱۶	۳.۲ فیلتر همومورفیک
۲۲	۴.۲ فیلتر انتشار ناهمگن
۲۸	۵.۲ بهسازی تصاویر کیسول آندوسکوپی بی سیم
۳۵	۶.۲ جمع بندی

۳۷	۳	روش پیشنهادی
۳۷	۱.۳	مقدمه
۳۸	۲.۳	بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر با استفاده از روش اصلاح محلی گاما
۴۳	۳.۳	قطعه‌بندی
۴۴	۱.۳.۳	قطعه‌بندی مبتنی بر بافت
۴۵	۴.۳	رفع نویز تصویر
۴۷	۱.۴.۳	تشخیص نوع نویز
۴۹	۲.۴.۳	رفع نویز با استفاده از فیلتر همومورفیک و فیلتر انتشار ناهمگن
۵۰	۳.۴.۳	تعیین مقدار ضریب بازگشتی
۵۳	۵.۳	جمع‌بندی
۵۵	۴	ارزیابی روش پیشنهادی و بررسی نتایج
۵۵	۱.۴	مقدمه
۵۶	۲.۴	پایگاه داده
۵۶	۳.۴	معیار ارزیابی کیفیت تصویر
۶۳	۴.۴	معیار بررسی بافت و محتوای تصویر
۶۵	۵.۴	معیار ارزیابی تصویر بدون مرجع
۶۸	۶.۴	بررسی نتایج روش پیشنهادی
۷۵	۷.۴	جمع‌بندی
۷۷	۵	جمع‌بندی و پژوهش‌های آینده
۷۷	۱.۵	جمع‌بندی
۸۱	۲.۵	پیشنهادهایی برای پژوهش‌های آینده
۸۳		مراجع

فهرست تصاویر

۲	نمایش کپسول آندوسکوپی بی‌سیم	۱.۱
۵	نمایش تصاویر نویزی با کنتراست پایین	۲.۱
۳۷	فلوچارت روش پیشنهادی	۱.۳
۳۹	رسم هیستوگرام تصاویر با روشنایی کم، نسبتاً زیاد و نرمال	۲.۳
۴۰	نمایش تصاویر با تنوع عمق و بافت	۳.۳
۴۱	نمایش تصویر اولیه و تصاویر بهسازی شده	۴.۳
۴۴	نمایش تصاویر و تصاویر بهسازی شده با روش گاما محلی	۵.۳
۴۶	نمایش قطعه‌بندی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم	۶.۳
۴۷	فلوچارت کلی روش پیشنهادی	۷.۳
۴۸	تصاویر و هیستوگرام مربوط به هموارترین ناحیه هر تصویر	۸.۳
۴۹	نمایش قطعه‌بندی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم	۹.۳
۵۱	تصاویر رفع نویز شده با مقدار ضریب بازگشتی متفاوت	۱۰.۳
۵۲	تصاویر رفع نویز شده با مناسب‌ترین ضریب بازگشتی	۱۱.۳
۵۶	نمونه تصاویر پایگاه داده	۱.۴
۷۰	نمایش تصاویر رفع نویز شده در مدل رنگ‌های مختلف	۲.۴
۷۳	مقایسه کیفی نتایج مربوط به روش پیشنهادی و روش‌های ذکر شده	۳.۴

فهرست جداول

۱.۴	نمایش مقادیر معیار شباهت برای تصویر ۱۱۰ با زوج ضریب بازگشتی متفاوت	۵۹
۲.۴	نمایش مقادیر معیار شباهت برای تصویر ۱۱۹ با زوج ضریب بازگشتی متفاوت	۶۰
۳.۴	مقادیر معیارهای ارزیابی برای تصاویر مختلف رفع نویز شده	۶۹
۴.۴	مقدار معیار ارزیابی HSM تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده	۷۱
۵.۴	مقدار معیار ارزیابی خسروی	۷۱
۶.۴	مقدار معیار ارزیابی NIQE	۷۲
۷.۴	مقدار معیارهای ارزیابی برای تصویر ۱ بهسازی شده با روش‌های مذکور	۷۴
۸.۴	مقدار معیارهای ارزیابی برای تصویر ۱۱۰ بهسازی شده با روش‌های مذکور	۷۴
۹.۴	میانگین مقادیر معیارهای ارزیابی برای روش‌های مذکور	۷۵
۱۰.۴	میانگین مقدار معیارهای ارزیابی بافت و محتوای تصویر و بدون مرجع برای روش‌های مذکور	۷۵

فصل ۱

کپسول آندوسکوپی بی سیم

۱.۱ مقدمه

در علم پزشکی برای تشخیص بیماری‌های اندام‌های داخلی بدن و مشاهده دقیق اندام و بافت‌های داخلی نیاز به تصویربرداری از اندام‌های داخلی بدن می‌باشد. بدین منظور، پزشک با استفاده از ابزار تخصصی مانند آندوسکوپ، اندام‌های داخلی و عروق بدن را مشاهده می‌کند. آندوسکوپی^۱، نوعی روش تصویربرداری است که توسط آن از اعضای داخل بدن مانند سیستم گوارش، مری، معده، روده بزرگ و روده کوچک تصویربرداری می‌شود. آندوسکوپی از طریق لوله‌ای باریک، نازک و انعطاف‌پذیر که در انتهای آن یک دوربین و چراغ کوچک قرار دارد، انجام می‌شود و تصویربرداری را از طریق دوربین و سیستم‌های پردازش گر انجام می‌دهد. آندوسکوپی‌های رایج، معمولاً مشکلاتی را برای بیماران ایجاد می‌کنند. از جمله اینکه ورود این لوله به داخل نای، باعث خراش و آسیب‌های جزئی به سیستم نای می‌شود که در بلعیدن غذاها احساس ناخوشایندی را برای بیمار ایجاد می‌کند و در مواردی خاص سبب ایجاد عفونت در سیستم گوارش بیمار می‌شود. از دیگر مشکلاتی که بیماران را آزار می‌دهد، استفاده از ملین‌هایی برای تخلیه کامل دستگاه گوارش است که باعث خسته شدن و احساس گرسنگی شدید می‌شود.

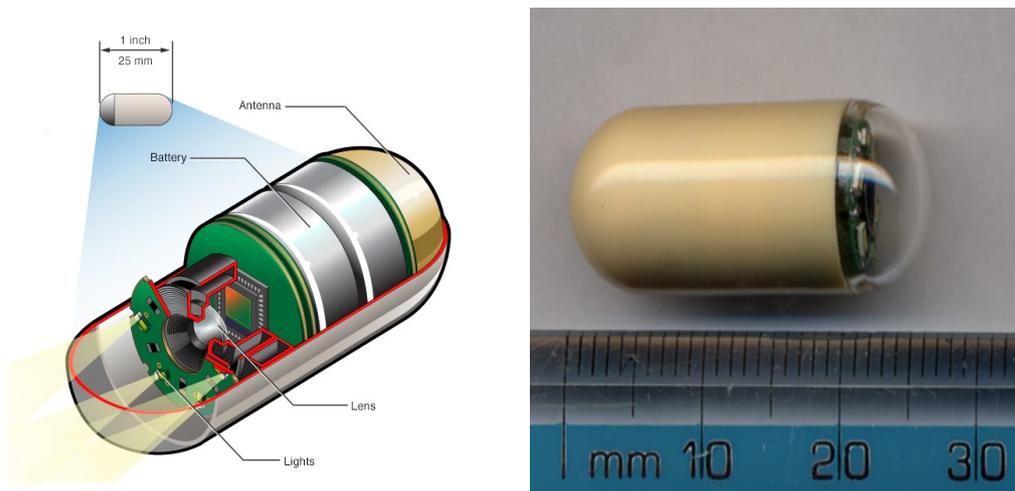
در چند سال اخیر و با توجه به رشد تکنولوژی، روش‌های جدیدی برای انجام آندوسکوپی

¹Endoscopy

ابداع شده است که مقدار زیادی از مشکلات ناشی از آندوسکوپی‌های معمول را ندارد. یکی از این روش‌ها که امروزه به صورت تجاری در مراکز درمانی و بیمارستانی در بسیاری از کشورهای جهان استفاده می‌شود، آندوسکوپی به وسیله کپسول‌های تصویربرداری است. آندوسکوپی با لوله یک طولانی و زمان گیر است، زیرا نیاز به آمادگی بیمار دارد و برای بیمار دردناک است. در صورتی که کپسول کل روده را بدون آرام‌بخش، درد یا نارسایی هوا نمایش می‌دهد. از این رو، از آنجا که این فناوری تهاجمی نیست، سریعاً توسط بسیاری از پزشکان و بیمارستان‌ها به تصویب رسیده است.

۲.۱ کپسول آندوسکوپی بی سیم

کپسول آندوسکوپی بی سیم^۱ برای اولین بار در سال ۲۰۰۱ معرفی شد. در این روش بیمار قرص سه گرمی که به اندازه یک کپسول است را می‌خورد. این کپسول از یک دوربین بی سیم کوچک و قابل بلع برای تصویربرداری بدون درد از روده کوچک طراحی شده است. دوربین کپسول آندوسکوپی درون یک کپسول به اندازه یک کپسول ویتامین قرار گرفته، اندازه این کپسول ۱۱ در ۳۰ میلی‌متر بوده و شامل دوربین، منبع نور، فرستنده رادیویی^۲ و باتری است. شکل ۱.۱ تصویر مربوط به کپسول آندوسکوپی بی سیم و اجزای تشکیل دهنده آن نمایش داده شده است. منبع نور کپسول شامل مجموعه‌ای از LEDهایی است که توسط باتری تغذیه می‌شود[۱].



شکل ۱.۱: نمایش کپسول آندوسکوپی بی سیم

هنگامی که کپسول در طول مجاری گوارشی بیمار حرکت می‌کند، دوربین کپسول می‌تواند حدود ۲ تصویر در هر ثانیه را ضبط کرده و تصاویر به گیرنده‌ای که به کمک کمربند دور کمر بیمار بسته شده، ارسال می‌شود. کمربند حسگر یکبار مصرف نیز بسیار سبک بوده و

¹ Wireless Capsule Endoscopy

²Radio Transmitter

هیچ‌گونه ناراحتی در زمان ضبط برای بیمار ایجاد نمی‌کند. این کمر بند در اندازه‌های متوسط و بزرگ موجود می‌باشد و حاوی سنسورهایی است که در هنگام تصویربرداری، اطلاعات را جمع‌آوری کرده و توسط سیستم‌های ارسال بی‌سیم، بلوتوث و یا سنسورهایی که در آن تعبیه شده است، به کامپیوتر انتقال می‌دهند تا پزشک آن‌ها را ببیند. این کمر بند با احتیاط و به‌طور مستقیم در اطراف کمر در زیر لباس قرار می‌گیرد. بیمار در طول ۱۲ ساعت انجام این آزمایش هیچ ناراحتی احساس نمی‌کند و می‌تواند به فعالیت‌های روزانه خود ادامه دهد، تنها می‌بایست از انجام فعالیت‌های شدید هم‌چون دویدن و پریدن خودداری کند. کپسول بلعیده‌شده در طول ۱۲ ساعت هزاران تصویر تهیه‌شده را به یک کامپیوتر اختصاصی منتقل می‌نماید و متخصصین گزارش تصویرها را بازبینی می‌کنند و گزارشی تهیه نموده و برای ارائه به پزشک تحویل می‌دهند [۲].

۱.۲.۱ کاربرد کپسول آندوسکوپی بی‌سیم

در این روش، دیگر نیازی به استفاده از تجهیزات دیگر و یا چندین مرتبه مراجعه به پزشک جهت انجام تست نمی‌باشد و از آن جایی که این کپسول، فرکانس‌های رادیویی^۱ را نیز انتقال نمی‌دهد، بنابراین برای افرادی که در بدن آن‌ها پروتز کار گذاشته‌شده کاملاً ایمن است. استفاده عمده از کپسول آندوسکوپی به معاینه و تشخیص هر گونه ناهنجاری در روده کوچک مربوط می‌شود. نکته مهم این است که این نواحی توسط انواع دیگر آندوسکوپی مانند کولونوسکوپی^۲ یا آندوسکوپی با لوله دیده نمی‌شود و کپسول آندوسکوپی تنها روش راحت و مطمئن برای بررسی روده کوچک است و به پزشک کمک می‌کند که علل بروز علائمی مانند یافتن علت خونریزی گوارشی، تشخیص بیماری‌های التهابی روده مانند بیماری کرون، وجود تومورها در دستگاه گوارش، تشخیص بیماری سلیاک، غربالگری پولیپ، سوء جذب، زخم‌های ناشی از دارو و اسهال را که در اقداماتی مانند آندوسکوپی فوقانی و تحتانی مشخص نشده، پیدا کند. همچنین در این کپسول، از مجموعه‌ای از LEDها استفاده‌شده تا نواحی اطراف کپسول روشن و واضح شوند. این تکنولوژی، باعث می‌شود تا تصاویر گرفته‌شده وضوح خوبی داشته باشند و اثرات ناشی از حرکات روده به حداقل برسد. همچنین با حذف هزینه و زحمت ثبت داده‌ها، در وقت نیز صرفه‌جویی می‌شود. به‌طور کلی استفاده از کپسول آندوسکوپی بی‌سیم یک روش ایمن است که مهم‌ترین عارضه جانبی احتمالی آن ماندن و دفع نشدن کپسول در دستگاه گوارش است که با انجام عمل جراحی آن را خارج می‌کنند [۳].

کل مراحل بازرسی حدود ۱۲ ساعت طول می‌کشد. سرانجام، پزشک با تماشای داده‌های ضبط‌شده در قالب فیلم یا تصاویر، آنالیز را انجام می‌دهد. با این حال، به‌دلیل حجم زیاد داده (در حدود ۵۰۰۰۰ تصویر مفید در هر بازرسی) فرآیند تشخیص زمان‌بر است. اگرچه یافته‌های بالینی در مورد این کپسول بسیار دلگرم‌کننده است، اما یکی از چالش‌های بزرگ سیستم فعلی

^۱Radio Frequency (RF)

^۲Colonoscopy

کپسول آندوسکوپی بی سیم، کیفیت تصاویر است. از آن جایی که تصاویر پزشکی یک عامل مهم برای کمک به پزشکان در تشخیص بیماری‌ها است، بنابراین کیفیت تصاویر پزشکی از اهمیت بالایی برخوردار است و تصاویر با کیفیت بالا اطلاعات بیشتری را برای تشخیص ارائه می‌دهند. کیفیت تصاویر آندوسکوپی به‌طور مستقیم روی تشخیص بیماری‌ها توسط پزشک تأثیرگذار است. بنابراین به‌منظور تشخیص صحیح و دقیق بیماری‌ها توسط پزشک نیاز به کیفیت بالا و وضوح تصاویر در نمایش جزییات و بافت‌ها می‌باشد [۴].

۲.۲.۱ مشکلات بکارگیری کپسول آندوسکوپی بی سیم

شرایط تصویربرداری بد مانند نور کم، محیط پیچیده دستگاه گوارش، روشنایی محدود کپسول آندوسکوپی که به‌دلیل محدودیت اندازه کپسول، تعداد محدودی LED را در خود جای داده است و همچنین به‌دلیل محدودیت ظرفیت باتری تأمین‌کننده انرژی LEDها، تصاویر ضبط‌شده اغلب دارای مناطق تاریک و با کنتراست کم بوده و در برخی نواحی نیز نور بسیار زیاد است. روشنایی زیاد و کم در تصاویر سبب می‌شود حجم زیادی از جزئیات تصویر از بین رود. همچنین با پیشرفت کپسول، باتوجه به اینکه در دستگاه گوارش جهت‌گیری کپسول توسط حرکات حلقوی دستگاه گوارش، تحت کنترل نمی‌باشد، تصاویر با نور کم ضبط می‌شوند. علاوه بر این، بر روی تصاویر ضریب فشرده‌سازی^۱ زیاد اعمال می‌شود و تصاویر دارای وضوح پایین (معمولاً ۲۵۶ در ۲۵۶ پیکسل) می‌باشند [۵]. در نهایت، دوربین با فاصله کانونی کم و محدود بودن عمق دید دوربین کپسول آندوسکوپی، یعنی اثرات عمق، مشکلاتی در بازه پویا تصویر ایجاد می‌کند و باعث می‌شود دید در نواحی تاریک و نواحی بسیار روشن، کم شود [۶].

تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم دارای وضوح کم، روشنایی و کنتراست پایین می‌باشد، همچنین تأثیرات حیرت‌انگیز ناشی از پراکندگی نور در آب باعث روشنایی بیش از حد در برخی نواحی تصاویر می‌شود. از آن جایی که، برای یک بیمار، نمونه‌های متنوعی از تصاویر جمع‌آوری شده، دارای وضوح و میزان روشنایی متفاوتی هستند، بنابراین باتوجه به تعداد زیاد تصاویر به‌دست‌آمده از یک بیمار و تنوع روشنایی در هر تصویر، نیاز به روشی است که برای هر تصویر متناسب با تنوع روشنایی متفاوت، بهسازی انجام گیرد [۷].

کیفیت تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم به دلایل زیر ایده آل و واضح نیست.

- محدودیت‌های پهنای باند ارتباطی
- قدرت کم انتقال تصاویر ضبط‌شده
- صرفه‌جویی در مصرف انرژی

همچنین اگرچه حسگر تصویر موجود در کپسول‌ها دارای مزیت مصرف انرژی پایین است، اما کیفیت تصویر تولیدشده به اندازه تصاویر سایر آندوسکوپی‌ها نیست [۶]. بنابراین بهسازی

^۱Compression Coefficient

تصویر برای بهبود کیفیت تصاویر آندوسکوپی ضروری است. همچنین نویز موجود در تصاویر نیز پس از بهسازی کنتراست تصاویر به طور قابل توجهی تقویت می شود.

شدت نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم با توجه به محیط‌های مختلف دستگاه گوارش، دوربین‌های مختلف و تنظیمات پارامتر متفاوت دوربین (مانند ISO^۱، سرعت شاتر^۲ و دیافراگم^۳ و غیره) متفاوت است. همچنین بعد از بهسازی غیرخطی^۴ یا رویکردهای مختلف بهسازی، مدل نویز نیز تغییر می کند. علاوه بر این، تصاویر آندوسکوپی مرجع در عمل به سختی به دست می آید زیرا تنظیم کپسول در یک موقعیت خاص یا استفاده از ISOهای مختلف برای گرفتن چندین تصویر در همان صحنه به دلیل حرکت تصادفی کپسول غیرممکن است. بنابراین تهیه مجموعه داده‌های تصویر آندوسکوپی برای یک نقطه در دستگاه گوارش در دنیای واقعی دشوار است [۸].

همچنین تصاویر کپسول آندوسکوپی دارای انواع مختلف نویزهایی مانند غذا و گاز موجود در معده، روده کوچک یا روده بزرگ است که سبب کاهش کیفیت تصاویر می شود [۹]. در شکل ۲.۱ دو نمونه تصویر نشان داده شده که هر دو تصویر هم نویزی بوده و هم دارای کنتراست پایین می باشند.



شکل ۲.۱: نمایش تصاویر نویزی با کنتراست پایین

۳.۱ بازه پویا تصویر و بهسازی آن

بازه پویا تصویر^۵، اختلاف مقدار روشنایی بین تاریک‌ترین نقاط و روشن‌ترین نواحی تصویر است. هرچه بازه پویا تصویر بیشتر باشد جزئیات بیشتری از تصویر قابل رؤیت خواهد بود، بدین معنی که تصویر تنوع رنگ بیشتری خواهد داشت. در حالی که اگر بازه پویای تصویر کم باشد، بسیاری از جزئیات قابل مشاهده نیستند و نمی توان به خوبی اجسام مختلف را

^۱International Standards Organization

^۲Shutter Speed

^۳Aperture

^۴Nonlinear Enhancement

^۵Dynamic Range

در تصویر از هم تشخیص داد. در برخی تصاویر نواحی تاریک یا روشن بعضاً دارای جزئیات هستند و در برخی قسمت‌ها فاقد جزئیات یا بافت قابل تشخیص هستند. بازه پویا تصویر در واقع مشخص می‌کند که در تصویر چه طیفی از روشنایی، بین تاریک‌ترین قسمت‌های حاوی جزئیات تا روشن‌ترین قسمت‌ها وجود دارد. هر چقدر این فاصله بیشتر باشد، تصویر دارای بازه پویا بیشتری است و در آن نواحی بیشتری در قسمت‌های تاریک و روشن دارای جزئیات قابل تشخیص هستند [۱۰].

کنتراست^۱ تصویر یا نسبت تقابل میان رنگ‌ها بیانگر میزان اختلاف سطح خاکستری پیکسل‌های مجاور است. هرچه کنتراست تصویر بالاتر باشد، تفکیک و تشخیص اجسام و جزئیات مختلف موجود در تصویر با دقت بالاتری امکان‌پذیر خواهد بود. اغلب تصاویر، تحت شرایط مختلف محیطی و یا بخاطر محدودیت‌های دستگاه‌های تهیه تصویر، دچار اختلالاتی در کیفیت می‌شوند. از این‌رو استفاده از روش‌های بهسازی تصویر، ضروری به‌نظر می‌رسد. بهسازی کنتراست تصویر یک هدف مهم در پردازش تصویر دیجیتال است [۱۱].

در موقعیت‌های مختلف، تصویر در شرایطی با روشنایی متفاوت ضبط می‌شود، مانند شرایط محیطی بیش از حد روشن یا تاریک، در نتیجه کنتراست کم است و بازه پویا کمتری را ایجاد می‌کند. پیچیدگی محیط ضبط تصاویر معمولاً اجتناب‌ناپذیر است، با این حال می‌توان با بهسازی کنتراست و بازه پویا، خرابی‌های تصاویر را جبران کرد [۱۲].

بهسازی تصویر^۲ یک شاخه مهم در پردازش تصویر است. فرآیندهای بهسازی تصویر شامل مجموعه‌ای از تکنیک‌هایی است که درصدد بهبود ظاهر بصری یک تصویر یا تبدیل تصویر به تصویری باشند که برای تجزیه و تحلیل توسط یک انسان یا یک دستگاه مناسب‌تر باشد. این بخش از پردازش تصویر همیشه زمینه مهمی از تحقیقات است [۱۳].

بهسازی کنتراست نوعی تکنیک پردازش تصویر برای بهبود دید تصاویر یا فیلم است. با توجه به محدودیت‌های موجود در سیستم‌های تصویری مانند نورپردازی ضعیف، حسگر^۳ تصویربرداری با کیفیت پایین و تنظیمات نامناسب دوربین، کنتراست تصاویر به دست آمده ممکن است ایده آل نباشند. برای درک بهتر و تفسیر انسانی، کیفیت تصاویر ضبط‌شده اغلب باید بهبود یابد. برای تولید تصاویر "مفید"، معمولاً بهسازی کنتراست^۴ تصویر انجام می‌شود تا جزئیات تصویر به‌طور واضح دیده شود [۱۴].

¹ Contrast

² Image Enhancement

³ Sensor

⁴ Contrast Enhancement

۴.۱ نويز

نويز^۱ در واقع اعوجاج ناخواسته‌ای است که در یک سیگنال و یا یک تصویر به وجود می‌آید. به عبارتی نويز عاملی است که در یک سیستم ممکن است، اختلال ایجاد کند.

نويز یکی از انواع خرابی است که باعث کاهش کیفیت تصویر می‌شود. در واقع تغییرات تصادفی و ناخواسته‌ای است که روی پیکسل‌های تصویر تأثیر می‌گذارد. وجود نويز در تصویر علاوه بر کاهش کیفیت تصویر باعث از دست رفتن اطلاعات و جزئیات تصویر شده و اثرات نامطلوبی مانند لبه‌های غیر واقعی، ایجاد مصنوعات، گوشه‌های غیر واقعی و تاری روی تصویر می‌گذارد. هرچه میزان شدت نويز بیشتر باشد به همان نسبت نیز کیفیت تصویر کاهش می‌یابد. کاهش کیفیت تصویر سبب اختلال در پردازش و تحلیل تصویر توسط سیستم بینایی انسان یا ماشین می‌شود. در واقع نويز را می‌توان به عنوان یک اعوجاج اصلی تصویر درک کرد که مانع از روند تحلیل و استخراج اطلاعات تصویر می‌شود [۱۵].

محدودیت‌هایی مانند ابزارهای تصویربرداری، حسگر دوربین تصویربرداری، انتقال الکترونیکی، شرایط محیطی و محدودیت‌های ذاتی دستگاه‌های ضبط مختلف، باعث ایجاد خرابی در تصاویر می‌شوند و تصاویر مستعد بروز برخی نويزهای تصادفی می‌شوند. وجود نويز علاوه بر آن که به کیفیت ظاهری آن لطمه می‌زند، تحلیل و تفسیر تصویر را نیز دچار مشکل می‌کند. با وجود دوربین‌هایی با کیفیت بالا نیز، بهسازی تصویر همیشه برای گسترش دامنه عملکرد تحلیل و تحقیقاتی محققان مطلوب است. غالباً نويزهای تأثیرگذار بر پیکسل‌ها از نظر طبیعی گوسی بوده و پیکسل‌های اطلاعاتی را به طور یکنواخت از بین می‌برند [۱۶].

رفع نويز^۲ همواره یکی از مشکلات جامعه تحلیل و پردازش تصویر بوده است. حذف نويز تصویر که با هدف بازیابی تصویری با کیفیتی بالاتر از نسخه نويزی آن است نه تنها باعث بهبود کیفیت تصویر می‌شود، بلکه به عنوان یکی از پیش پردازش‌های مهم در بسیاری از تکنیک‌های کامپیوتری محسوب می‌شود [۱۷].

مسئله مهمی که در فرآیند حذف نويز باید در نظر گرفت این است که فرآیند مزبور نباید باعث ایجاد اثرات جانبی نظیر تاری یا جابه‌جایی لبه‌های تصویر شود. بنابراین، مطلوب است که در طول فرآیند رفع نويز از ویژگی‌های مهم مانند لبه‌ها، گوشه‌ها و سایر جزئیات نیز محافظت شود و چالش بزرگ حذف نويز تا حد امکان بدون از بین بردن برجسته‌ترین ویژگی‌های تصویر مانند لبه‌ها، گوشه‌ها و سایر جزئیات است [۱۸]. همچنین در این پژوهش، با توجه به تعداد زیاد تصاویر به دست آمده از یک بیمار و شدت نويز متفاوت در هر تصویر، نیاز به رویکردی است که برای هر تصویر متناسب با شدت نويز تصویر، رفع نويز انجام گیرد [۷] و با توجه به این حقیقت که دسترسی به تصاویر مرجع ناممکن است، یک روش رفع نويز بدون تصاویر مرجع برای این وضعیت مناسب است [۸].

¹Noise

²Denoising

حذف نویز تصویر در زمینه‌هایی مانند پزشکی، تصاویر نجومی، تصاویر ماهواره‌ای بازشناسی تصویر، فشرده‌سازی و بخش‌بندی تصویر کاربرد دارد. به‌همین دلیل، حذف نویز تصویر یکی از پیش‌پردازش‌های مهم در بسیاری از کاربردها از جمله تصویربرداری پزشکی، تصاویر نجومی و بسیاری از کاربردهای دیگر است [۱۹].

۵.۱ تعریف مساله

کپسول آندوسکوپی بی‌سیم از سال ۲۰۰۱ با استفاده از یک دوربین بی‌سیم برای ضبط مسیر گوارشی، تبدیل به یک جایگزین مناسب برای آندوسکوپی سنتی شده است و به‌عنوان یکی از روش‌های اصلی برای بررسی دستگاه گوارش، به‌ویژه روده کوچک مورد استفاده قرار می‌گیرد. نکته حائز اهمیت در تشخیص بیماری‌های دستگاه گوارش، کیفیت پایین تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم بوده که ناشی از عواملی نظیر تضعیف تدریجی باتری LEDهای داخل کپسول، کیفیت پایین دوربین کپسول آندوسکوپی بی‌سیم و محیط پیچیده دستگاه گوارش است که منجر به عدم وجود روشنایی مطلوب در تصاویر می‌شود. همچنین فاکتور وجود نویز در تصاویر علاوه بر کاهش کیفیت آن‌ها باعث از دست رفتن اطلاعات و جزئیات تصاویر نیز شده، که منجر به خطا در تشخیص پزشکان می‌شود. برای غلبه بر مشکلات ذکرشده و کمک به پزشکان جهت کاهش خطا در تشخیص بیماری‌ها و کاهش زمان مورد نیاز جهت بررسی تصاویر برای تشخیص بیماری‌ها، در این پژوهش، پیش‌پردازشی برای بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم ارائه شده است که ابتدا بازه پویا و روشنایی تصاویر را بهسازی نموده سپس تصاویر رفع نویز می‌شوند.

۶.۱ پیش‌فرض‌های تحقیق

در این تحقیق تصاویر مربوط به کپسول آندوسکوپی بی‌سیم بدون اعمال هیچ‌گونه تغییری مورد بررسی قرار می‌گیرند. منتها پیش‌فرض ما در این تحقیق بر این است که تصاویر دارای تاری نمی‌باشند. در حالی که با توجه به شرایط ضبط تصاویر، احتمال وجود تاری در تصاویر می‌باشد.

۷.۱ هدف پایان‌نامه

هدف از این تحقیق، بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم و رفع خرابی ناشی از روشنایی و نویز در این تصاویر به‌صورت محلی است. رفع نویز، تصحیح روشنایی و کنتراست تصاویر، از روش‌های اصلی برای بهسازی تصاویر می‌باشند. نکته مهم برای نمایش کیفیت و پردازش

تصاویر آندوسکوپی، کاهش نویز است. عدم وجود منابع نوری کافی منجر به افزایش نویز می‌شود. بنابراین، از روش‌های بهسازی محلی غیرخطی برای اصلاح مؤثر روشنایی، کنتراست و برای تیز کردن لبه‌ها استفاده می‌شود. در نتیجه این روش‌ها باعث افزایش چشم‌گیر نویز در تصویر بخصوص در مناطقی از تصویر با جزئیات کم می‌شود. سپس نوع نویز موجود در تصاویر را تشخیص داده و با استفاده از تکنیک قطعه‌بندی، فیلتر همومورفیک و فیلتر انتشار ناهمگن تصاویر رفع نویز می‌شوند. در طول فرآیند بهسازی تصویر لازم است، تمام جزئیات تصویر اولیه حفظ شود. پس از رفع نویز تصاویر می‌بایست، جزئیات، بافت و محتوای تصاویر حفظ شود، تغییری در بافت تصاویر (تاری) ایجاد نشود و لبه‌های موجود در تصاویر هموار نگردد.

۸.۱ نوآوری‌های پایان نامه

در این پژوهش به منظور کمک به پزشکان برای تشخیص صحیح بیماری‌ها، بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم انجام می‌شود. بدین منظور ابتدا کنتراست و روشنایی تصاویر بهسازی می‌شوند سپس تصاویر بهسازی شده، رفع نویز می‌گردند. بنابراین ابتدا بازه پویا و روشنایی تصاویر به صورت محلی بهسازی می‌شوند و تصاویر با روشنایی زیاد و روشنایی کم و روشنایی نرمال به صورت محلی بهسازی شده و رنگ اصلی تصاویر ثابت باقی می‌ماند. پس از آن با توجه به شدت نویز موجود در تصویر براساس قطعه‌بندی انجام گرفته رفع نویز می‌شوند. با توجه به اینکه تأثیر نویز در نواحی مختلف تصویر روی چشم انسان به یک نسبت نیست، براین اساس در این پژوهش حذف نویز تصویر به صورت محلی و با توجه به بافت تصویر مورد بررسی قرار می‌گیرد. در راهکار پیشنهادی، ابتدا تصویری که بازه پویا آن بهسازی شده است براساس نوع بافت، به دو قطعه هموار و غیرهموار قطعه‌بندی می‌شود. سپس هر قطعه با توجه به هموار و غیرهموار بودن، با شدت مناسب رفع نویز می‌شود. روش پیشنهادی می‌بایست تصاویر با شدت روشنایی متفاوت، شدت نویز متفاوت و تصاویر بدون مرجع را به درستی بهسازی و رفع نویز کند. علاوه بر این، در روش پیشنهادی با توجه به محلی بودن بهسازی، جزئیات تصاویر حفظ می‌شود. همچنین، در روش پیشنهادی مناسب‌ترین مقدار ضریب بازگشتی در معادله انتشار ناهمگن، در هر تصویر متناسب با نواحی مختلف تصویر انتخاب می‌شود.

۹.۱ ساختار پایان نامه

این پایان‌نامه شامل پنج فصل است. در فصل اول مقدمه‌ای در مورد کپسول آندوسکوپی بی‌سیم و کیفیت تصاویر آن صحبت شد. در فصل دوم مروری بر پژوهش‌های پیشین انجام گرفته به منظور بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم ارائه خواهد شد و مورد بحث و

بررسی قرار گرفته است. در فصل سوم راهکار پیشنهادی برای بهسازی کنتراست، بازه پویا و رفع نویز تصاویر بیان خواهد شد. در فصل چهارم پایگاه داده مورد استفاده معرفی شده و ارزیابی نتایج حاصل از روش ارائه شده بیان خواهد شد و در فصل پنجم جمع بندی و پیشنهادی برای ادامه روند بهسازی ارائه خواهد شد.

۱۰.۱ جمع بندی

در این فصل ابتدا آندوسکوپی و کپسول آندوسکوپی بی سیم معرفی شده، در ادامه با توجه به اینکه هدف از این تحقیق رفع نویز و بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم است، مفاهیم بازه پویا و نویز تعریف شد. سپس موضوع و هدف پایان نامه بیان شد، پیش فرض های مورد استفاده و نوآوری این تحقیق بیان شدند و در نهایت ساختار اصلی پایان نامه معرفی گردید.

فصل ۲

مروری بر پژوهش‌های پیشین

۱.۲ مقدمه

در این فصل، پژوهش‌های انجام‌شده در زمینه بهسازی و رفع نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم مرور می‌شود. به‌منظور نظم‌دهی به مرور پژوهش‌های پیشین، روش‌هایی که در این پژوهش برای بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم ارائه شده‌اند را ابتدا تفسیر نموده و عملکرد آن‌ها را به‌طور جداگانه بررسی کرده و سپس چندین پژوهش بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم تفسیر شده است.

یکی از نوآوری‌های این پژوهش رفع نویز تصاویر و بهسازی کنتراست و کیفیت تصاویر به‌طور هم‌زمان است، بنابراین در ادامه روش اصلاح گاما به‌منظور بهسازی کنتراست و کیفیت تصاویر و همچنین فیلتر همومورفیک و فیلتر انتشار ناهمگن به‌منظور رفع نویز تصاویر تفسیر شده و پژوهش‌هایی که از این روش‌ها به‌منظور بهسازی تصاویر استفاده نموده‌اند، بررسی می‌شوند.

۲.۲ اصلاح گاما

بسیاری از دستگاه‌های تصویربرداری، به‌علت وجود محدودیت‌های فنی و به‌علت غیرخطی بودن روشنایی، تصاویر را آن‌گونه که باید باشند نشان نمی‌دهند و برای نمایش تصاویر خروجی،

اغلب دستگاه‌های تصویربرداری از قانون توان^۱ استفاده می‌کنند. به عبارت دیگر، خروجی نمایش داده‌شده توسط دستگاه‌ها معادل تصویر ورودی به توان عددی بوده که از رابطه ۱.۲ تبعیت می‌کند و به آن قانون توان می‌گویند.

$$V_{out} = AV_{in}^{\gamma} \quad (1.2)$$

در این رابطه A و γ ثابت‌های مثبت هستند، V_{in} تصویر ورودی و V_{out} تصویر خروجی تصحیح شده است. نما در معادله قانون توان، گاما نامیده می‌شود. به فرآیندی که برای تصحیح پدیده پاسخ قانون توان انجام می‌گیرد، اصلاح گاما^۲ گویند. اگر مقدار گاما اعمال شده به تصویر در معادله قانون توان مشخص باشد، با اعمال معکوس این مقدار گاما به تک تک پیکسل‌های تصویر مطابق رابطه ۱.۲، تصویری بسیار نزدیک به تصویر اولیه به دست می‌آید. در اغلب موارد اگر اصلاح گاما روی تصویر اعمال نشود، تصویر متفاوت با حالت واقعی دیده خواهد شد [۱۰].

با توجه به اینکه مقدار گاما اعمال شده معمولاً در دسترس نیست یا مانند زمانی که تصویری از وب بارگیری می‌شود، دسترسی مستقیم به دستگاه تصویربرداری امکان‌پذیر نمی‌باشد و همچنین اکثر دوربین‌های دیجیتال تجاری به‌طور دینامیکی میزان گاما را تغییر می‌دهند، بنابراین برای تخمین مقدار گاما تصاویر روش‌هایی پیشنهاد شده است [۲۰].

در مرجع [۲۱] با استفاده از ترکیب توزیع تجمعی^۳، تابع چگالی احتمال^۴ و تصحیح گاما، تصاویر رنگی را بدون تولید مصنوعات اضافی یا اعوجاج رنگ بهسازی می‌کند. نحوه عملکرد آن بدین صورت است که در ابتدا هیستوگرام^۵ تصویر را براساس احتمال و استنباط آماری تجزیه و تحلیل کرده، سپس برای جلوگیری از تولید مصنوعات نامطلوب از توزیع وزنی برای هموار کردن نوسانات استفاده می‌کند. در نهایت تصحیح گاما به‌طور خودکار کنتراست تصویر را با استفاده از منحنی هموارکننده^۶ بهسازی می‌کند.

روند کار بدین صورت است که می‌توان از تابع چگالی احتمال و تابع توزیع تجمعی برای افزایش شدت پیکسل استفاده کرد، اما ممکن است میزان روشنایی تصویر تحریف شود. از طرف دیگر، روش تصحیح گاما سنتی از یک تابع توان ثابت با ضریب گاما برای بهسازی تصویر استفاده می‌کند. با الهام از احتمال و استنباط آماری، می‌توان مقدار گاما را براساس تابع چگالی احتمال و تابع توزیع تجمعی تعیین کرد. با توجه به اینکه منحنی تابع توزیع تجمعی باعث ایجاد مصنوعات نامطلوب می‌شود، پس برای حل این مشکل از تابع توزیع وزن برای هموار کردن پدیده نوسان استفاده می‌شود. از این‌رو تغییر گاما پیشنهادی با هموار کردن تابع

¹Power Law

²Gamma Correction

³Cumulative Distribution Function(CDF)

⁴Probability Density Function(PDF)

⁵Histogram

⁶The Smoothing Curve

توزیع تجمعی، برحسب رابطه ۲.۲ تعریف می‌شود.

$$T(l) = 255 \left(\frac{l}{255} \right)^{1-CDF_s} \quad (2.2)$$

که CDF_s در واقع تابع توزیع تجمعی هموارشده، به منظور جلوگیری از ایجاد مصنوعات نامطلوب در تصویر است. با توجه به اینکه برای تصویر ورودی با روشنایی کم، اکثر پیکسل‌ها به‌طور متراکم در منطقه سطح پایین توزیع می‌شوند. براساس تابع توزیع وزن، می‌توان پدیده نوسان را هموار کرد، بنابراین تابع توزیع توان، باعث کاهش بهسازی بیش از حد تصحیح گاما می‌شود.

این روش می‌تواند تصویر رنگی را بدون تولید مصنوعات اضافی و یا تحریف رنگ، بهسازی کند و برای بهسازی تصاویر با روشنایی کم مناسب بوده، ولی برای بهسازی کنتراست تصاویر با روشنایی‌های متفاوت عملکرد مناسبی ندارد.

در مرجع [۲۲]، روش ترکیبی ارائه شده است که از تابع گاما نرمال شده برای اصلاح هیستوگرام استفاده می‌کند و شامل چندین برابرسازی هیستوگرام با حفظ روشنایی است. با این حال، هیستوگرام اصلاح شده ممکن است برخی از اطلاعات را از دست بدهد، در نتیجه باعث کاهش اثر بهسازی می‌شود. بنابراین مستقیماً از تابع توزیع تجمعی استفاده شده و برای تغییر منحنی تبدیل، بدون از دست دادن اطلاعات موجود در هیستوگرام، یک تابع گاما نرمال شده به دست می‌آید. این مشاهده باعث شد تابع توزیع تجمعی اصلاح شده به‌عنوان یک پارامتر تطبیقی به کار گرفته شود و شدت روشنایی با بهسازی تدریجی روند اصلی تغییر کند. این مرجع در واقع اصلاحاتی روی روش پیشنهادی مرجع [۲۱] ارائه داده است. تصحیح گاما تطبیقی پیشنهادی در رابطه ۳.۲ تعریف شده است.

$$T(l) = l_{max} (l/l_{max})^\gamma = l_{max} (l/l_{max})^{1-cdf_\omega(l)} \quad (3.2)$$

متغیر l_{max} نمایانگر بیشترین شدت روشنایی تصویر و cdf_ω بیانگر تابع توزیع تجمعی اصلاح شده است. تابع توزیع تجمعی اصلاح شده می‌تواند به تدریج شدت روشنایی کم را بهسازی نموده و از بهسازی بیش از حد شدت روشنایی تصویر جلوگیری کند و طبق رابطه ۴.۲ تعریف می‌شود.

$$cdf_\omega(l) = \frac{\sum_{l=0}^{l_{max}} pdf_\omega(l)}{\sum pdf_\omega} \quad (4.2)$$

pdf_ω بیانگر تابع توزیع وزن اصلاح شده در هیستوگرام است. تابع توزیع وزن برای اصلاح نمودار هیستوگرام و کاهش تولید عوارض جانبی اعمال می‌شود که این تابع به‌صورت رابطه ۵.۲ تنظیم شده و α یک پارامتر تطبیقی می‌باشد.

$$pdf_{\omega}(l) = pdf_{max} \left(\frac{pdf(l) - pdf_{min}}{pdf_{max} - pdf_{min}} \right)^{\alpha} \quad (5.2)$$

در مدل رنگ HSV، مؤلفه رنگ (H) و اشباع (S) برای نشان دادن محتوای رنگ، مقدار (V) نشان‌دهنده شدت درخشندگی است. با حفظ دو مؤلفه H و S و بهسازی مؤلفه V، می‌توان تصویر رنگی را بهسازی کرد. از این‌رو، روش پیشنهادی اصلاح گاما تطبیقی^۱ با توزیع وزن برای تقویت کنتراست رنگی به مؤلفه V اعمال شده است. براساس تابع توزیع وزن، می‌توان پدیده نوسان را هموار کرد که باعث کاهش بهسازی بیش از حد تصحیح گاما می‌شود. روش پیشنهادی می‌تواند بدون ایجاد مصنوعات یا تحریف رنگ، تصویر رنگی با روشنایی کم را بهسازی کند.

در مرجع [۶]، روشی مبتنی بر بهسازی تصویر رنگی از طریق فیلتر میانگین هندسی^۲ و اصلاح گاما ارائه شده است. در این مرجع از روش فیلتر هندسی میانگین برای کاهش نویز گوسی موجود در تصاویر کیسول آندوسکوپی بی‌سیم استفاده شده و تصاویر با کیفیت بهتری به‌دست آمده است. علاوه بر این، اصلاح گاما به منظور بهسازی جزئیات، بافت و کنتراست تصاویر استفاده شده است.

ابتدا در مدل رنگ RGB، مؤلفه‌های رنگ قرمز، سبز و آبی تصویر را جدا نموده و روی مؤلفه رنگ قرمز و آبی، فیلتر میانگین هندسی را اعمال نموده، در واقع مقدار میانگین هندسی هر پیکسل در یک زیر پنجره با سایز ۵*۵ را محاسبه نموده و جایگزین مقدار رنگ هر پیکسل درون پنجره همسایگی می‌کند.

این فیلتر میانگین هندسی لبه‌های تصویر را به‌خوبی حفظ می‌کند. فیلتر هندسی ساده‌ترین شکل از فیلتر میانگین است و طبق رابطه ۶.۲ تعریف می‌شود.

$$f(x, y) = \left[\prod_{(s, t) \in S_{xy}} g(s, t) \right]^{\frac{1}{mn}} \quad (6.2)$$

S_{xy} مجموعه مختصات را در زیر پنجره تصویر با اندازه $m*n$ نشان می‌دهد که در آن m و n برابر است و در مرکز محور (x, y) قرار گرفته است. $f(x, y)$ تصویر فیلترشده و $g(s, t)$ تصویر ورودی است. سپس مؤلفه‌های رنگ فیلترشده را با یک‌دیگر ترکیب نموده تا تصویر رنگی حاصل شود و به‌منظور بهسازی جزئیات و کنتراست تصاویر، اصلاح گاما روی تصاویر اعمال می‌شود. در این روش، بهسازی بیش از حد اصلاح گاما کنترل نمی‌شود و باعث ایجاد تغییرات در جزئیات، کنتراست و رنگ تصاویر می‌شود.

در مرجع [۲۳] روش ترکیبی اصلاح گاما تطبیقی و توزیع هیستوگرام وزنی^۳ ارائه شده است بدین صورت که با کشش مؤلفه‌های رنگی^۴ در مدل رنگ RGB آغاز می‌شود و سپس برای

¹Adaptive Gamma Correction

²Geometric Mean Filtering

³Adaptive Gamma Correction with Weighted Histogram Distribution

⁴Color channel stretching

بهبود کنتراست، تصویر کشیده شده به مدل رنگ HSI تبدیل می شود. سپس اصلاح گاما تطبیقی^۱ برای بهسازی کنتراست تصویر به مؤلفه I که نشان دهنده شدت روشنایی است، اعمال شده و شدت روشنایی کم را بهسازی می کند، سپس توزیع هیستوگرام وزنی^۲ به مؤلفه شدت روشنایی، برای حفظ جزئیات، رنگ طبیعی تصویر و کاهش احتمال ایجاد اعوجاج در رنگ اعمال می شود. در نهایت تصویر بهسازی شده به مدل رنگ RGB تبدیل می شود. این روش نیز برای بهسازی تصاویر با کنتراست کم، بدون ایجاد مصنوعات اضافی کارآمد می باشد. ابتدا به منظور تصحیح هرگونه اعوجاج رنگ ناشی از محیط ضبط نامطلوب، مؤلفه های رنگی تصویر ورودی به طور جداگانه کشیده می شود. مؤلفه رنگ R طبق رابطه ۷.۲ کشیده می شود. در حالی که (u, v) بیانگر همبستگی پیکسل ها است. $u=1, \dots, U$ ، $v=1, \dots, V$ است، و V به ترتیب عرض و ارتفاع تصویر هستند و $\min[\cdot]$ و $\max[\cdot]$ به ترتیب حداقل و حداکثر مقدار پیکسل های موجود در تصویر است.

$$R(u, v) \leftarrow \frac{R(u, v) - \min[R(u, v)]}{\max[R(u, v)] - \min[R(u, v)]} \quad (7.2)$$

مؤلفه های سبز و آبی نیز به همین روش کشیده می شوند. فرآیند کشیدگی به عنوان پیش پردازش برای بهبود کنتراست تصویر عمل می کند. سپس تصویر کشیده شده، به فضای رنگ HSI منتقل شده و مؤلفه شدت (I) در فرآیند بهسازی پردازش می شود. در این مرحله از بهسازی، ایده اصلی بهبود کنتراست تصویر و حفظ حداکثر محتوای اطلاعاتی تصویر ورودی است. در مدل پیشنهادی، شدت پیکسل طبق رابطه ۸.۲ محاسبه می شود.

$$I(u, v) = \text{round}\left(\frac{I(u, v)}{I_{\max}(u, v)}\right)^{1-c_w(i)} \quad (8.2)$$

تابع توزیع تجمعی وزن دار^۳ نیز طبق رابطه ۹.۲ محاسبه می شود.

$$c_w(i) = \sum_{i=0}^{I_{\max}} \left(\frac{p_w(i)}{\sum p_w(i)} \right) \quad (9.2)$$

در رابطه ۹.۲ متغیر I_{\max} بیشترین سطح شدت و $P_w(i)$ تابع توزیع چگالی وزن دار است که برای بخش های هیستوگرام وزن دار محاسبه می شود. در این روش در واقع مقدار گاما تصویر ورودی به طور خودکار از طریق تابع توزیع تجمعی وزن دار با ترکیب روش های اصلاح گاما و برابر سازی هیستوگرام محاسبه می شود. روش اصلاح

¹Adaptive Gamma Correction

²Weighted Histogram Distributiong

³weighted Cumulative Distribution Function

گاما خودکار، می‌تواند به تدریج شدت را بهسازی کند و از تخریب بیش از حد شدت جلوگیری کند. علاوه بر این، از روش توزیع هیستوگرام وزن‌دار برای تنظیم هیستوگرام و کاهش ایجاد عوارض جانبی استفاده می‌شود و به‌منظور بهسازی تصاویر با روشنایی کم مؤثر عمل می‌کند.

۳.۲ فیلتر همومورفیک

فیلتر همومورفیک^۱ روشی رایج است که برای بهسازی یا بازیابی تصاویر تخریب‌شده با روشنایی ناهموار استفاده می‌شود. این تکنیک در عملکرد خود از مدل روشنایی-بازتابش^۲ استفاده می‌کند [۲۴]. از مدل روشنایی-بازتابش در واقع برای بهبود ظاهر یک تصویر با فشردگی سطح خاکستری و افزایش کنتراست به‌طور همزمان استفاده می‌شود [۲۵].

این فیلتر بیان می‌کند که تصویر شامل دو بخش اصلی است. مؤلفه اول مقدار روشنایی تصویر و مؤلفه دوم بخش بازتابش اجسام موجود است. تصویر به‌صورت تابع دو بعدی $f(x,y)$ مدل می‌شود و متغیر مکانی (x,y) هر نقطه‌ای از تصویر را نشان می‌دهد و مقدار تابع f در مختصات (x,y) ، دامنه روشنایی پیکسل تصویر داده‌شده را نشان می‌دهد. تصویر یک شی معمولاً توسط روشنایی و نور منعکس‌شده از جسم شکل می‌گیرد. این دو مؤلفه به ترتیب مؤلفه روشنایی^۳ و مؤلفه بازتابش (انعکاسی)^۴ نام دارند و با $i(x,y)$ و $r(x,y)$ نمایش داده می‌شوند. $f(x,y)$ در واقع ضرب این دو مؤلفه است. از این‌رو یک تصویر طبق رابطه ۱۰.۲ تشکیل می‌شود [۲۶].

$$f(x,y) = i(x,y) * r(x,y) \quad (10.2)$$

هر کدام از این دو مؤلفه، تصویری به اندازه تصویر اصلی است. مؤلفه روشنایی تصویر، اغلب فرکانس‌های پایین تصویر را تشکیل می‌دهد. در مقابل مؤلفه بازتابش، تشکیل‌دهنده فرکانس‌های بالای تصویر است. فیلتر همومورفیک، یک فرآیند فیلتر کردن در فضای فرکانسی است که با انتخاب تابع فیلتر مناسب، می‌تواند دو مؤلفه روشنایی و بازتابش را از تصویر جدا کند [۱۰]. برای پردازش یک تصویر در فضای فرکانسی، ابتدا باید تصویر از فضای مکانی به فضای فرکانسی انتقال یابد. برای انتقال تصویر از فضای مکانی به فضای فرکانسی از تبدیل فوریه استفاده می‌شود. با این حال، قبل از انجام انتقال فضایی با توجه به اینکه تبدیل فوریه^۵ ضرب دو تابع، با حاصل ضرب تبدیل فوریه آن دو تابع برابر نیست، برای جدا کردن این دو مؤلفه مستقل و تسهیل در پردازش جداگانه آن‌ها، ابتدا با استفاده از تابع لگاریتم طبق رابطه ۱۱.۲ عمل ضرب به جمع تبدیل می‌شود [۲۴].

¹Homomorphic filter

²Illumination-Reflectance

³Illumination

⁴Reflectance

⁵Fourier Transform

$$z(x, y) = \ln f(x, y) = \ln i(x, y) + \ln r(x, y) \quad (11.2)$$

سپس از رابطه خطی ۱۱.۲ تبدیل فوریه گرفته و به صورت رابطه ۱۲.۲ تعریف می شود که $F_i(u, v)$ و $F_r(u, v)$ تبدیل فوریه $\ln i(x, y)$ و $\ln r(x, y)$ است.

$$Z(u, v) = F_i(u, v) + F_r(u, v) \quad (12.2)$$

همان طور که بیان شد، مؤلفه روشنایی تصویر شامل فرکانس های پایین تصویر و مؤلفه بازتابش شامل فرکانس های بالای تصویر هستند، پس از یک فیلتر خطی برای تقویت فرکانس های بالا و تضعیف فرکانس های پایین استفاده می شود. بنابراین به منظور جداسازی مؤلفه های روشنایی و بازتابش به ترتیب می توان از فیلتر پایین گذر و فیلتر بالاگذر مناسب استفاده نمود. در نهایت برای به دست آوردن دو مؤلفه روشنایی و بازتابش در حوزه مکان، از خروجی دو فیلتر پایین گذر و بالاگذر، معکوس تبدیل فوریه گرفته می شود. سپس به خروجی های مرحله قبل معکوس لگاریتم اعمال می شود [۲۵].

کاربردهای فیلتر همومورفیک بی شمار است. با همسان کردن تغییرات روشنایی بر روی تصویر، می توان جزئیات از دست رفته در مناطق تاریک را بازیابی کرد [۲۷]. در مرجع [۲۸] روش بهسازی تصویر دیجیتالی با استفاده از فیلتر همومورفیک ارائه شده است. در واقع فیلتر همومورفیک، فشرده سازی بازه پویا تصاویر را به خوبی انجام می دهد، اما در تفسیر رنگ شکست می خورد. روش پیشنهادی تصویر دیجیتالی را با رنگ طبیعی نمایش می دهد و تصویر توسط فیلتر همومورفیک بهسازی می شود. الگوریتم یادگیری شبکه عصبی جدید با عنوان قانون نسبت^۱ به منظور اجرای فرآیند ارائه رنگ طبیعی استفاده می شود. قانون نسبت آموزش دیده می شود تا با نمایش روابط رنگ هر پیکسل در تصویر اصلی به عنوان یک خط در فضای حالت، رنگ را به یک تصویر بازگرداند. پس از اعمال فیلتر همومورفیک، از شبکه عصبی پویا^۲ به عنوان یک حافظه انجمنی^۳ برای فراخوانی ویژگی های رنگ طبیعی پیکسل های تصویر استفاده می شود. این روش بهسازی تصویر می تواند باعث ایجاد رنگ طبیعی در تصاویر، با استفاده از اطلاعات رنگ اصلی آن ها شود.

ذخیره دیجیتالی یک تصویر مستلزم آن است که ابتدا تصویر به یک شبکه پیکسل تقسیم شود و از هر پیکسل در مؤلفه های RGB نمونه برداری شود. تبدیل مستقیم سطح خاکستری به دامنه رنگ می تواند منجر به تغییر در رنگ تصویر شود و ترکیب رنگ اصلی را در پیکسل های RGB تحریف کند. بنابراین، از الگوریتم یادگیری به نام قانون نسبت، برای آموزش یک شبکه عصبی بازگشتی به عنوان یک حافظه انجمنی برای ذخیره روابط اصلی مؤلفه های RGB هر

¹Ratio Rule

²The Dynamics of the Neural Network

³Associative Memory

پیکسل استفاده می‌شود. رابطه پیکسل‌های مؤلفه‌های RGB با استفاده از قانون نسبت طبق رابطه ۱۳.۲ مدل شده است.

$$w_{(l,k)}^{(x,y)} = \frac{1}{P} \sum_{s=1}^P \zeta_{(l)}^{(x,y)} N(s) [\zeta_k^{(x,y)} N(s)]^{-1} \quad (13.2)$$

به طوری که w نشان‌دهنده وزن سیناپسی از نورون l تا نورون k واقع شده در موقعیت (x,y) است. ورودی‌های شبکه، مؤلفه‌های RGB هستند و از این رو n برابر ۳ است. نماد $\zeta_{(l)}^{(x,y)} N(s)$ بیانگر l مین مؤلفه رنگ (R,G,B) از پیکسل واقع شده در محل (x,y) است. نماد $N(\cdot)$ همبستگی همسایگان پیکسل واقع شده در مکان (x,y) را نشان می‌دهد. که در واقع میزان شباهت هر نورون با نورون‌های دیگر را می‌یابد. برخلاف مدل شبکه عصبی بازگشتی معمولی که حافظه را به عنوان نقاط ثابت در فضای حالت نشان می‌دهد، قانون نسبت، رابطه این نقاط پراکنده در فضای حالت را به عنوان یک خط بیان می‌کند. در این مورد، قانون نسبت برای مؤلفه‌های RGB از همه پیکسل‌های همسایه پیکسل مورد نظر یک ماتریس وزن تشکیل می‌دهد که تمام ورودی‌های وارد شده به شبکه را به سمت یک خط در فضای RGB هدایت می‌کند. پس از انجام بهسازی سطح خاکستری در هر کانال برای بازآفرینی رنگ پیکسل، از این شبکه آموزش داده شده، استفاده می‌شود.

به منظور بهسازی تصویر در سطح خاکستری، فیلتر همومورفیک بر روی مؤلفه‌های تصویر RGB به طور جداگانه اعمال می‌شود. این مدل بیان می‌کند که بخش روشنایی، فرکانس پایین تصویر و بخش بازتابی، فرکانس بالا تصویر است. این اطلاعات باعث می‌شود که بتوان این دو مؤلفه را به طور جداگانه بهسازی کرد.

روابط بین مؤلفه‌های RGB تصویر پس از استفاده از فیلتر همومورفیک تغییر می‌یابد. ارتباط بین مؤلفه‌های RGB با استفاده از ماتریس‌های حافظه به دست آمده، با یک فرآیند فراخوانی انجمنی^۱ بازیابی می‌شود. پس از اعمال فیلتر همومورفیک روی هر مؤلفه RGB، ترکیب مؤلفه‌های RGB را می‌توان به درستی از روابط ذخیره شده در تصویر فراخوانی کرد. فرآیند فراخوانی پویا در تکرار t با ورودی اولیه طبق رابطه ۱۴.۲ توصیف می‌شود.

$$\zeta_{(l)}^{(x,y)}(t+1) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n [\zeta_{(l)}^{(x,y)}(t) + v \Delta[\zeta_{(l,k)}^{(x,y)}(t)]] \quad (14.2)$$

متغیر v نرخ بازه پویا است ($0 < v \leq 1$) و $\Delta[\zeta_{(l,k)}^{(x,y)}(t)]$ طبق رابطه ۱۵.۲ محاسبه می‌شود.

$$\Delta[\zeta_{(l,k)}^{(x,y)}(t)] = [\phi[w_{(l,k)}^{(x,y)} \zeta_{(k)}^{(x,y)}(t)] - \zeta_{(l)}^{(x,y)}(t)] \quad (15.2)$$

¹ Associative Recall Process

در واقع $\phi[w_{(l,k)}^{(x,y)} \zeta_{(k)}^{(x,y)}(t)]$ تابع فعال سازی است و اختلاف بین خروجی تخمین زده شده $(w_{(l,k)}^{(x,y)} \zeta_{(k)}^{(x,y)})$ و خروجی واقعی $(\zeta_{(l)}^{(x,y)})$ را پیدا می کند.

روش پیشنهادی بهسازی همزمان بازه پویا و رنگ تصاویر را فراهم کرده و با ارائه چهارچوب جدیدی، استفاده از هر الگوریتم بهسازی تصاویر در سطح خاکستری را در حوزه رنگ فراهم می کند.

در مرجع [۲۹] برای بهبود کنتراست و رفع نویز تصاویر از فیلتر همومورفیک و تبدیل موجک با آستانه گذاری سخت^۱ استفاده می شود، به طوری که تصویر ورودی را با استفاده از درون یابی^۲، افزایش برداری^۳ نموده و از فیلتر همومورفیک برای حذف نویز در تصویر که در طول مرحله افزایش نمونه برداری به وجود آمده، استفاده می شود. تصویر رفع نویز شده، کاهش نمونه برداری^۴ می شود. به منظور بهبود کنتراست تصاویر، تصویر ورودی از تصویر کاهش نمونه برداری شده تفریق می شود و نویز حاصل از عمل تفریق توسط تبدیل موجک حذف می شود. در نهایت برای بهسازی کنتراست تصویر، فیلتر همومورفیک به تصویر بهبود یافته اعمال می شود.

به منظور بهبود وضوح تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم، در ابتدا تصاویر با وضوح کم به عنوان ورودی در نظر گرفته می شود و تصاویر با استفاده از روش درون یابی، بزرگ نمایی می شود، در واقع درون یابی فرآیند انتقال تصویر از یک رزولوشن به رزولوشن دیگر، بدون تغییر کیفیت تصویر است. بنابراین برای افزایش مقدار پیکسل های تصویر از درون یابی مکعبی^۵ استفاده می شود. در بزرگ نمایی تصویر، از تبدیل موجک هار^۶ استفاده شده است زیرا سریع تر از سایر تبدیل موجک ها است. پس از اعمال تبدیل موجک چهار باند فرعی LL، HH، LH و HL تولید می شوند. با توجه به اینکه حداکثر اطلاعات تصویر و اطلاعات فرکانس پایین تصویر در زیر باند LL است و حداکثر نویز و جزئیات تصویر در زیر باند HH است. بنابراین الگوریتم رفع نویز فقط به زیر باند HH اعمال می شود. برای کاهش نویز در زیر باند HH از آستانه گذاری سخت^۷ طبق رابطه ۱۶.۲ استفاده می شود. به طوری که P زیرباند ورودی و T مقدار آستانه است.

$$I(P, T) = \begin{cases} P & |P| > T \text{ if} \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (16.2)$$

¹Wavelet Transform with Hard Thresholding

²Interpolation

³upSampling

⁴DownSampling

⁵Bicubic Interpolation

⁶Haar Wavelet

⁷Hard Thresholding

پس از بزرگ‌نمایی، تصویر اندکی تاری^۱ دیده می‌شود، بنابراین از فیلتر گوسی^۲ برای کاهش اثر تاری و رفع نویز تصویر بزرگ‌نمایی شده از مرحله قبل استفاده می‌شود. برای بازسازی تصاویر، تصویر حاصل را کاهش نمونه‌برداری نموده و تصویر ورودی از تصویر کاهش نمونه‌برداری شده تفریق می‌شود و در نتیجه تصویر نویزی حاصل می‌شود. به منظور رفع نویز تصویر، فیلتر همومورفیک بهبود یافته برای بهسازی کنتراست تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم استفاده می‌شود. همان‌طور که در تعریف فیلتر همومورفیک گفته شد، ابتدا از مؤلفه‌ها لگاریتم گرفته‌شده و سپس تبدیل فوریه به مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی اعمال می‌شود، حال به منظور بهبود فیلتر همومورفیک، فیلتر بالاگذر باترورث^۳ روی مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی حاصل از تبدیل فوریه که به ترتیب $Fi(u, v)$ و $Fr(u, v)$ است، اعمال می‌شود و خروجی فیلتر شده به صورت رابطه ۱۷.۲ به دست می‌آید، معکوس تبدیل فوریه و سپس معکوس لگاریتم به مؤلفه‌ها اعمال می‌شود و تصویر بهسازی شده به دست می‌آید.

$$H(u, v)F(u, v) = H(u, v)Fi(u, v) + H(u, v)Fr(u, v) \quad (17.2)$$

فیلتر بالا گذر باترورث برای کاهش همواری فرکانس پایین استفاده می‌شود و اثر حلقوی^۴ را کاهش می‌دهد. $H(u, v)$ فیلتر بالاگذر باترورث است و طبق رابطه ۱۸.۲ تعریف می‌شود که در این رابطه n بیانگر مرتبه فیلتر باترورث، D_0 نقطه قطع فرکانس و $D(u, v)$ مقدار پیکسل‌ها در موقعیت (x, y) است.

$$H(u, v) = \left(\frac{1}{1 + \left(\frac{D_0}{D(u, v)} \right)^2} \right)^{2n} \quad (18.2)$$

در نهایت نویز هموار شده به تصویر فیلتر شده اضافه می‌شود، در نتیجه وضوح تصویر دو برابر افزایش می‌یابد.

در مرجع [۳۰] تصاویر تشدید مغناطیسی^۵ با استفاده از فیلتر میانگین وزنی تطبیقی^۶ و فیلتر همومورفیک بهبود یافته، بهسازی می‌شود. با توجه به اینکه تصاویر تشدید مغناطیسی دارای کنتراست کم است، از فیلتر همومورفیک برای افزایش کنتراست تصاویر استفاده می‌شود. به‌طور کلی، تصاویر تشدید مغناطیسی تحت تأثیر نویز نمک و فلفل^۷ و نویز گوسی^۸ قرار دارند و کنتراست و کیفیت تصاویر در حضور نویز نمک و فلفل و نویز گوسی به میزان قابل توجهی تخریب می‌شود. قبل از استفاده از فیلتر همومورفیک، برای تصاویر نویزی پیش پردازش لازم

¹Blur

²Guassian Filter

³Butterworth High Pass Filter

⁴Ringing Effect

⁵Magnetic Resonance Image(MRI)

⁶Adaptive Weighted Mean Filtering (AWMF)

⁷Salt and Pepper Noise

⁸Gaussian Noise

است. در پیش پردازش، از فیلتر میانگین وزنی تطبیقی برای رفع نویز تصاویر نویزی استفاده می شود. سپس تصویر بدون نویز با استفاده از فیلتر همومورفیک بهسازی می شود. با استفاده از فیلتر میانگین وزنی تطبیقی، نویز موجود در تصاویر حذف می شود. در این روش اندازه پنجره به طور مکرر بسط پیدا می کند تا حداقل و حداکثر مقادیر پیکسل دو پنجره متوالی برابر شود. در نویز نمک و لفل کمترین مقدار و بیشترین مقدار پیکسل به ترتیب برابر \circ و ۲۵۵ است. اگر مقدار پیکسل مرکزی در پنجره برابر با حداقل یا حداکثر مقدار باشد، پس پیکسل مرکزی با مقدار میانگین وزنی پنجره انتخاب شده بازیابی می شود و اگر مقدار پیکسل مرکزی برابر با حداقل یا حداکثر نباشد، مقدار شدت بدون تغییر است. در این الگوریتم، تصویر اصلی با اندازه $M \times N$ با f نشان داده می شود و $x_{i,j}$ نشان دهنده مقدار شدت پیکسل مرکزی در مختصات (x, y) است. بازه پویا توسط $G_{min} < x_{i,j} < G_{max}$ به دست می آید و g نشان دهنده تصویر نویزی است. G_{min} و G_{max} برای جایگزینی پیکسل نویزی تصویر g با استفاده از رابطه ۱۹.۲ استفاده می شود.

$$g_{i,j} = \begin{cases} G_{min} & \text{with probability } a \\ G_{max} & \text{with probability } b \\ f_{i,j} & \text{with probability } 1 - a - b \end{cases} \quad (19.2)$$

سطح نویز در تصویر نیز به صورت $c = a + b$ تعریف می شود. هدف اصلی این الگوریتم کاهش تشخیص خطای کاذب و بازیابی پیکسل های تخریب شده با میانگین وزنی تطبیقی پنجره انتخاب شده است. مقدار میانگین وزنی پنجره انتخاب شده طبق رابطه ۲۰.۲ به دست می آید.

$$R_{i,j}^{mean}(w) = \begin{cases} \frac{\sum_{(k,l) \in R_{i,j}(n)} P_{k,l} * g_{k,l}}{\sum_{(k,l) \in R_{i,j}(w)} P_{k,l}}, & \sum P_{k,l} \neq \circ \\ -1 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (20.2)$$

$R_{i,j}^{mean}(w)$ بیانگر میانگین وزن پنجره انتخاب شده است و وزن $P_{k,l}$ طبق رابطه ۲۱.۲ تعریف می شود.

$$P_{k,l} = \begin{cases} 1 & R_{i,j}^{min}(w) < g_{k,l} < R_{i,j}^{max}(w) \\ \circ & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (21.2)$$

پیکسل مرکزی با مقدار میانگین پیکسل های تکرار شده در پنجره جایگزین می شود. اگر پیکسل نویزی باشد، با میانگین وزنی پنجره انتخاب شده بازیابی می شود در غیر این صورت مقادیر اصلی پیکسل بدون تغییر باقی می ماند.

پس از پیش‌پردازش و رفع نویز تصاویر، از فیلتر همومورفیک برای بهسازی کنتراست تصاویر استفاده می‌شود. برای بهسازی تصاویر با کنتراست کم، بهسازی فرکانس‌های بالا و فرکانس‌های پایین تصویر مورد نیاز است. بدین منظور فیلتر بالاگذر برای بهسازی کنتراست تصاویر مناسب است، بنابراین از فیلتر بالاگذر گوسی، که طبق رابطه ۲۲.۲ تعریف شده، استفاده می‌شود. که D_0 نقطه قطع فرکانس، c برای کنترل شیب، $D(u, v)$ فاصله بین (u, v) و مختصات (u, v) ، f_h فرکانس بالا و f_L فرکانس پایین است.

$$H(u, v) = (f_h - f_L) \left[1 - e^{-c \left(\frac{D(u, v)}{D_0} \right)^2} \right] + f_L \quad (22.2)$$

طبق فیلتر همومورفیک ابتدا با تبدیل لگاریتمی، اجزای روشنایی و بازتابی را جدا نموده، سپس تصویر با استفاده از تبدیل فوریه از دامنه مکانی به دامنه فرکانسی تبدیل شده و فیلتر بالاگذر گوسی برای بهبود کنتراست تصویر طبق رابطه ۲۳.۲ به مؤلفه‌های روشنایی و بازتابی تصویر به‌طور جداگانه اعمال می‌شود.

$$S(u, v) = H(u, v)F_i(u, v) + H(u, v)F_r(u, v) \quad (23.2)$$

در این مرحله تصویر با دامنه فرکانسی با استفاده از تبدیل فوریه معکوس به دامنه مکانی تبدیل شده و در نهایت تابع نمایی برای بازسازی تصویر بهسازی شده، اعمال می‌شود.

۴.۲ فیلتر انتشار ناهمگن

انتشار^۱ یک فرآیند فیزیکی است که می‌تواند به‌عنوان یک فرآیند هموارسازی گوسی^۲ مدل شود و واریانس آن به‌طور مداوم افزایش می‌یابد. به‌منظور هموار نمودن تصاویر نویزی، روش‌ها و فیلترهای موجود براساس انتشار مقادیر پیکسل است [۳۱].

پس از بهسازی تصاویر، حفظ ساختار و بافت تصاویر، یکی از مهم‌ترین نکاتی است که برای تفسیر تصاویر مورد نیاز است. روش‌های مختلفی برای بهسازی تصاویر از جمله حذف نویز مطرح است و روش‌های حذف نویز، علی‌رغم کاهش نویز تصویر، اغلب سبب هموار شدن تصویر خروجی، تار شدن تصویر خروجی و جابجایی پیکسل‌های لبه‌ها می‌شوند. به‌منظور رفع مشکلات ذکر شده، برای رفع نویز تصاویر از فیلتر انتشار^۳ استفاده می‌شود. فیلتر انتشار به دو دسته فیلتر انتشار همگن^۴ و فیلتر انتشار ناهمگن^۵ تقسیم می‌شود. استفاده از فیلتر انتشار همگن، ساده‌ترین روش معادلات مشتقات جزئی^۶ برای هموارسازی تصویر است. این فیلتر

¹Diffusion

²Gaussian Smoothing Process

³Diffusion Filter

⁴Isotropic Diffusion Filter

⁵Anisotropic Diffusion Filter

⁶Partial Differential Equations(PDE)

در مراحل حذف نویز تصویر، سعی در حفظ ساختار آن دارد [۳۲]. در یک تصویر، تغییرات موجود در پیکسل‌های همجوار را می‌توان همانند مدل تغییرات دمای هوا در نظر گرفت که در آن دمای هوا از محیط گرم‌تر به محیط سردتر، به صورت تدریجی در حال تغییر است، تا جایی که دو محیط به دمای متعادل برسند. هنگامی که دمای هوا به حالت تعادل رسید، نقاط مختلف محیط، دمای یکسانی ندارند و این تغییرات در نقاط همجوار به صورت تدریجی است [۱۰]. در مرجع [۳۳] بیان شده است که در تصویر، تغییرات موجود در مجموعه پیکسل‌های همسایه به صورت یک تابع گوسی دو بعدی است و می‌توان این تابع گوسی را به کمک معادلات مشتقات جزئی، به عنوان معادله انتشار گرما مطرح کرد. براین اساس، هرگونه تغییرات ناگهانی در تصویر به عنوان نویز شناخته می‌شود. بنابراین می‌توان معادله انتشار گرما را برای مدل‌سازی تغییرات روشنایی تصویر نیز به کار گرفت. این روش، ابزار قدرتمندی را در زمینه حذف نویز تصویر در اختیار ما قرار می‌دهد. ایده اصلی معادلات انتشار گرما براساس تکرار است. معادله انتشار گرما برای یک تصویر $I(x, y)$ به صورت رابطه ۲۴.۲ تعریف می‌شود.

$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} = \nabla^2 I(x, y, t) = \frac{\partial^2 I(x, y, t)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I(x, y, t)}{\partial y^2} \quad (24.2)$$

در معادله ۲۴.۲، تصویر $I(x, y, 0)$ برابر $I(x, y)$ است که بیانگر تصویر اولیه در $t = 0$ است و $I(x, y, t)$ تصویر در لحظه t است. با حل معادله انتشار در زمان $t = 0.5\sigma^2$ ، تصویری حاصل می‌شود که نتیجه پیچش تصویر اولیه با فیلتر گوسی با انحراف معیار σ است. معادله ۲۴.۲ را می‌توان به صورت رابطه ۲۵.۲ تعریف کرد.

$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} = \nabla \cdot (r(x, y, t) \nabla I(x, y, t)) \quad (25.2)$$

در معادله ۲۵.۲، عملگر گرادیان، ∇ عملگر ضرب انتشار و $\nabla \cdot$ عملگر دیورژانس است. ضرب انتشار، بیانگر شدت تغییرات معادله نفوذ از یک ناحیه به ناحیه دیگر است. به عبارت دیگر، این مؤلفه نقش مهمی را در عمل حذف نویز ایفا می‌کند. اگر r ، یک مقدار ثابت و مستقل از x, y, t باشد، معادله ۲۵.۲ یک معادله انتشار با ضرب نفوذ همگن نامیده می‌شود. در این حالت، بین پیکسل‌های مربوط به لبه‌ها و سایر پیکسل‌ها تفاوتی قائل نمی‌شود و همه پیکسل‌های تصویر به یک اندازه هموار می‌شوند، که در واقع انتشار مقادیر پیکسل در سراسر تصویر یکسان است. معادله انتشار همگن تمامی نویزها را از بین می‌برد، اما تصویر کاملاً تار می‌شود زیرا کل تصویر را بدون توجه به لبه‌ها یا اجسام موجود در تصویر بهسازی می‌کند و پیکسل‌های لبه و اجسام با هم مخلوط می‌شوند [۳۱]. علاوه بر اینکه لبه‌ها هموار می‌شوند و شناسایی آن‌ها دشوارتر می‌شود، لبه‌ها بیشتر از هم جدا می‌شوند. بنابراین، یافتن موقعیت واقعی لبه‌ها دشوار و به عبارتی غیرممکن می‌شود. از این رو، حذف نویز با این معادله، سبب تخریب و نرم شدن لبه‌ها می‌شود [۳۴].

به منظور رفع کردن این نقص می‌توان ضریب انتشار را متغیر با مکان یعنی، تابعی از x و y در نظر گرفت. حال اگر r وابسته به تصویر باشد، آن‌گاه معادلات خطی به معادلات غیرخطی یا ناهمگن تبدیل می‌شوند. در واقع فیلتر انتشار ناهمگن مشکلات فیلتر انتشار همگن را ندارد، زیرا لبه‌ها به سختی تحت تأثیر روند کار قرار می‌گیرند. همچنین این فرآیند برای جلوگیری از تار شدن لبه‌ها، پراکندگی در مکان‌هایی که احتمال لبه بودن آن‌ها بیشتر است را کاهش می‌دهد و فرآیند هموارسازی در هر جهت متفاوت انجام می‌شود. دو معادله مختلف برای ضریب انتشار مطابق روابط ۲۶.۲ و ۲۷.۲ مطرح شده است [۳۳].

$$r(x, y, t) = \frac{1}{1 + \frac{|\nabla I|^2}{k^2}} \quad (26.2)$$

$$r(x, y, t) = \exp\left(-\frac{|\nabla I|^2}{2k^2}\right) \quad (27.2)$$

در این روابط، ضریب نفوذ (ضریب انتشار) r ، در نقاط مختلف تصویر تغییر می‌کند. برای پیکسل‌هایی که دارای گرادیان بالایی (نواحی فرکانس بالا) هستند، مقدار ضریب انتشار کاهش می‌یابد. بنابراین، در اطراف لبه‌های تصویر، ضریب انتشار مقدار ناچیزی می‌گیرد. کاهش ضریب انتشار برای گرادیان‌های بالای تصویر، نشان‌دهنده قابلیت این معادلات در کنترل مشکل هموارسازی لبه‌ها است. همچنین پارامتر k که به ضریب بازگشتی مشهور است، مؤلفه‌ای برای کنترل اثر ضریب نفوذ است [۳۵]. باید توجه داشت که انتخاب یک مقدار مناسب برای ضریب بازگشتی در فرآیند حذف نویز بسیار اهمیت دارد. زیرا اگر مقدار ضریب بازگشتی k در یک تصویر بزرگ‌تر از حد مورد نیاز باشد، باعث هموار شدن و در نتیجه از بین رفتن لبه‌های تصویر می‌شود، در صورتی که اگر مقدار آن خیلی کوچک باشد، حذف نویز به خوبی صورت نمی‌گیرد. همچنین دو رابطه ۲۶.۲ و ۲۷.۲ اگرچه رفتار یکسانی دارند، ولی رابطه ۲۶.۲ برای حذف نویز با مقدار ضریب نفوذ بزرگ‌تر استفاده می‌شود و رابطه ۲۷.۲ برای حفظ کنتراست تصویر با ضریب نفوذ کوچک‌تر استفاده می‌شود. در این پژوهش از رابطه ۲۶.۲ برای محاسبه ضریب نفوذ استفاده می‌شود [۳۶].

محاسبه‌ی گرادیان از روی تصویر نویزی به عنوان مشکل روش پیشنهادی مرجع [۳۳] می‌باشد و باعث ایجاد اختلال در تشخیص محل لبه‌های تصویر می‌شود. بدین منظور برای غلبه بر این مشکل می‌توان گرادیان را از تصویر حذف نویز شده توسط فیلتر گوسی محاسبه کرد [۳۷]. بنابراین مطابق رابطه ۲۸.۲ گرادیان تصویر هموار شده به دست می‌آید. در این رابطه G_σ فیلتر گوسی با انحراف معیار σ است که با تصویر اولیه I کانوالو می‌شود تا تصویر همواری برای محاسبه مقدار گرادیان فراهم کند.

$$\nabla I_G = \nabla(G_\sigma * I(x, y, t)) \quad (28.2)$$

از حل تقریبی معادله گرما، رابطه ۳۰.۲ به دست می‌آید. در این رابطه، Δt پارامتر زمان برای حل عددی است که اغلب مقدار آن برابر $0.25/0$ در نظر گرفته شده است.

$$I(x, y, t + 1) = I(x, y, t) + \Delta t(d_n r_n + d_s r_s + d_e r_e + d_w r_w) \quad (29.2)$$

در رابطه فوق، d_n, d_s, d_e, d_w مؤلفه‌های گرادیان تصویر در چهار جهت اصلی همسایگی پیکسل‌ها هستند. همچنین r_n, r_s, r_e, r_w مقادیر ضریب انتشار در هر یک از این جهات هستند. این مؤلفه‌ها طبق رابطه‌های ۳۰.۲ تا ۳۳.۲ محاسبه می‌شوند.

$$d_n = I(x, y - 1, t) - I(x, y, t) \quad , \quad r_n = \frac{1}{1 + (\frac{d_n}{k})^2} \quad (30.2)$$

$$d_s = I(x, y + 1, t) - I(x, y, t) \quad , \quad r_s = \frac{1}{1 + (\frac{d_s}{k})^2} \quad (31.2)$$

$$d_e = I(x + 1, y, t) - I(x, y, t) \quad , \quad r_e = \frac{1}{1 + (\frac{d_e}{k})^2} \quad (32.2)$$

$$d_w = I(x - 1, y, t) - I(x, y, t) \quad , \quad r_w = \frac{1}{1 + (\frac{d_w}{k})^2} \quad (33.2)$$

با توجه به اینکه فیلتر پراکندگی ناهمگن یک فرآیند تکراری است، این فیلتر نسبت به تعداد تکرار بسیار حساس است و شرط توقف این الگوریتم را می‌توان تعداد تکرار این رابطه در نظر گرفت. بدیهی است هرچه تعداد تکرار در این رابطه بیشتر باشد، تصویر به سمت یک تصویر یکنواخت‌تر میل کرده و منجر به محو شدن لبه‌ها و مرزهای واقعی می‌شود و در حالی که تعداد تکرار کم ممکن است تصویر نویزی باقی بماند. بنابراین باید با انتخاب تعداد تکرار مناسب، نویز را به بهترین صورت از تصویر حذف کرد.

فیلتر انتشار ناهمگن ابزاری مفید برای تقسیم‌بندی تصویر، تشخیص لبه و بهسازی تصویر است. هدف آن کاهش نویز تصویر و حفظ جزئیات در مقیاس کوچک تصویر، در حالی که ساختار لبه را حفظ یا حتی تقویت می‌کند، بدون از بین بردن قسمت‌های قابل توجهی از محتوای تصویر است [۳۸].

در مرجع [۳۹]، یک مدل ناهمگن کسری^۱ ارائه شده است که نه تنها نویز را از بین می‌برد بلکه جزئیات موجود در تصویر را نیز حفظ می‌کند. روش پیشنهادی با استفاده از سه الگوریتم عمل رفع نویز تصاویر را انجام می‌دهد. الگوریتم اول برای فراخوانی معادله انتشار ناهمگن،

¹Fractional Anisotropic Model

تابع محاسبه وزن Grunwald-Letnikov و تابع تولید ماتریس ضریب مشتق کسری^۱ Riemann-Liouville طراحی شده است. الگوریتم دوم برای محاسبه ضریب دوجمله‌ای عمومی^۲ و برای تولید ماتریس ضریب مشتق کسری Riemann-Liouville طراحی شده است. الگوریتم سوم نیز تابع انتشار ناهمگن برای رفع نویز تصویر همراه با حفظ لبه‌ها است. انتشار کسری و طراحی الگوریتم برای رفع نویز تصویر با حفظ لبه‌های آن، فرآیندی است که در آن ذرات از ناحیه‌ای با غلظت بالا به سمت ناحیه‌ای با غلظت کم حرکت می‌کنند. از این فرآیند برای هموارسازی و بهسازی تصویر استفاده شده است. معادله مشتقات جزئی کسری (FPDE) براساس رابطه ۳۴.۲ تعریف می‌شود.

$$\frac{\partial^\beta}{\partial t^\beta} u(x, y, t) = D(x, y, t) \left(\frac{\partial^\alpha u(x, y, t)}{\partial x^\alpha} + \frac{\partial^\alpha u(x, y, t)}{\partial y^\alpha} \right) \quad (34.2)$$

در رابطه فوق، پارامتر β و α به ترتیب مرتبه مشتق زمان و مرتبه مشتق مکان هستند. شرط اولیه غیر صفر برای این رابطه، $u(x, y, t=0) = (x, y)$ است و تصویر اصلی در زمان $t=0$ است. $D > 0$ (ثابت مثبت) ضریب انتشار ثابت است. در صورتی که مقدار $0 < \alpha \leq 2$ و $\beta = 1$ باشد، معادله ۳۴.۲، فرآیند فوق-انتشار نامیده می‌شود. در فرآیند فوق-انتشار مواد با سرعت بیشتری نسبت به مدل کلاسیک انتشار منتشر می‌شوند. از این رو، در مقایسه با فرآیند انتشار کلاسیک، انتشار ذرات به زمان کمتری نیاز دارد.

رابطه ۳۴.۲ با مقدار ضریب انتشار ثابت D ، معادله انتشار گرما همگن است. زمانی که مقدار D به موقعیت مکانی نواحی وابسته باشد، معادله ۳۴.۲ به معادله انتشار گرما ناهمگن تغییر می‌یابد. در اینجا، مقدار D به گونه‌ای در نظر گرفته شده که یکنواختی در یک منطقه به هموارسازی لبه‌ها ترجیح داده می‌شود، به عبارتی مقدار D در داخل هر منطقه ۱ و در لبه‌ها ۰ در نظر گرفته می‌شود. مقدار D به صورت رابطه ۳۵.۲ تعریف می‌شود.

$$D(x, y, t) = g(\|\nabla u(x, y, t)\|) \quad (35.2)$$

در رابطه ۳۵.۲، تابع $g(\cdot)$ یک تابع کاهش یکنواخت غیرمنفی است به گونه‌ای که فرآیند انتشار عمدتاً به نواحی هموار مؤثر باشد و بر لبه‌ها و نواحی با فرکانس بالای تصویر تأثیر نگذارد. همچنین $\nabla u(x, y, t)$ اندازه گرادیان است.

از روش اختلاف رو به جلو^۳ برای گسسته‌سازی مشتق زمان استفاده شده و از روش مشتق کسری Riemann-Liouville نیز برای محاسبه مرتبه دلخواه مشتق مکانی استفاده می‌شود. از تعریف Riemann-Liouville به دلیل خاصیت منحصر به فرد داشتن مشتق کسری ثابت به عنوان مقدار غیر صفر برای حل معادله استفاده شده است. فرض کنید تابع $u(x, y)$ در فاصله $L < x$

¹Fractional Derivative Coefficient Matrix

²Generalized Binomial Coefficient

³Forward Difference Method

و $y < R$ تعریف شده باشد. سپس مشتق کسری Riemann-Liouville را می‌توان به صورت $D_L^\alpha u(x)$ طبق رابطه ۳۶.۲ تعریف کرد و α مرتبه مشتق کسری دلخواه، n مقدار مثبتی است و $n - 1 < \alpha \leq n$ است.

$$(D_L^\alpha u)(x) = \frac{1}{\Gamma(n - \alpha)} \frac{\partial^n}{\partial x^n} \int_L^x \frac{u(\psi)}{(x - \psi)^{\alpha+n-1}} \partial\psi \quad (36.2)$$

فرمول اختلاف محدود Grunwald-Letnikov برای گسسته‌سازی مرتبه دلخواه مشتق مکانی α استفاده شده است. گسسته‌سازی مشتق کسری Riemann-Liouville با تغییر برآورد-Grunwald-Letnikov به‌عنوان رابطه ۳۷.۲ تعریف شده است.

$$\frac{\partial^\alpha}{\partial x^\alpha} = \lim_{K_+ \rightarrow \infty} \frac{\sum_{k=0}^{K_+} g_\alpha^k u(x - (k-1)h, y, t)}{\Delta x^\alpha} \quad (37.2)$$

که در این رابطه K_+ ، عدد طبیعی مثبت است، $\Delta x = \frac{R-L}{K}$ و G_α^k وزن Grunwald-Letniko است و طبق رابطه ۳۸.۲ تعریف می‌شود.

$$G_\alpha^k = \frac{\Gamma(k - \alpha)}{\Gamma(-\alpha)\Gamma(k + 1)} \quad k = 0, 1, 2, 3, \dots \quad (38.2)$$

در نهایت به‌منظور تشخیص لبه‌ها در تصویر رابطه ۳۹.۲ ارائه شده است و فرض بر این است که $U^n = [U_0^n, \dots, U_{K-1}^n]^T$ بردار ستونی است. ماتریس ضریب مبتنی بر Riemann-Liouville را می‌توان برای ذخیره ضریب کسری تعریف کرد. ورودی‌های ماتریس A را می‌توان با مقادیر i و j براساس رابطه ۴۰.۲ محاسبه کرد. در این رابطه، مقدار $D_x(x, y, t)$ و $D_y(x, y, t)$ تابع کاهش یکنواخت غیر منفی که دارای مقدار \circ در لبه‌ها و مقدار ۱ در نواحی هموار هستند.

$$(39.2)$$

$$U^{n+1}_{i,j} = U^n_{i,j} + (D_x(x, y, t) * A * U_{i,j} + (D_y(x, y, t) * A * U_{i,j})) \quad i = 0, 1, \dots, k-1 \quad j = 0, 1, \dots, k-1$$

$$A_{i,j} = \begin{cases} G_{\alpha, i-j+1} & \text{if } j \leq (i-1) \\ G_{\alpha, 1} & \text{if } j = i \\ G_{\alpha, 0} & \text{if } j = i+1 \\ \circ & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (40.2)$$

بنابراین در این مرجع، مدل هموار سازی با حفظ لبه با استفاده از معادلات کسری ارائه شده است. مدل پیشنهادی قادر به حفظ لبه‌های تصویر است. همچنین، روش پیشنهادی قادر به رفع نویز تصویر است. در واقع این روش، تصویر را با حفظ ویژگی‌ها و جزئیات مهم رفع نویز می‌کند.

۵.۲ بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم

در مرجع [۴۰] روش تطبیقی، براساس تصویر راهنما و تبدیل کسری-توانی^۱ برای بهسازی تصاویر ارائه شده است. تصاویر در فضای رنگی HSI برای حفظ طبیعی بودن رنگ پردازش می‌شوند و پیش‌پردازش‌های پیشنهادی روی مؤلفه I اعمال می‌شود. ابتدا تصاویر ضبط‌شده در شرایط روشنایی ضعیف با استفاده از روش بهسازی مبتنی بر تصویر راهنما تطبیقی^۲ (AGIE) اصلاح می‌شوند. بدین منظور، شدت تصاویر^۳ برای ارزیابی شرایط روشنایی تصویر اصلی با توجه به تابع چگالی احتمال ارزیابی می‌شود. در صورتی که میزان شدت پیکسل‌های تصاویر در روشنایی مناسبی قرار گرفته باشند، برای بهسازی تصاویر از روش تبدیل کسری-توان تطبیقی^۴ استفاده می‌شود. بدین منظور ابتدا تصاویر آندوسکوپی با کیفیت پایین را پردازش کرده و از روش لگاریتم مبتنی بر کنتراست محدود به برابر سازی هیستوگرام نقطه هوشمند^۵ (LCLPHE)، به منظور اصلاح هیستوگرام تصاویر استفاده می‌شود. سپس تصاویر با روشنایی کم با روش جدید، بهسازی بر پایه تصویر راهنما تطبیقی، بهسازی می‌شود. در واقع تصاویر با کیفیت کم را با استفاده از اطلاعات از صحنه‌های مشابه تصاویر با کیفیت خوب بهسازی می‌کند و شباهت تصویر با کیفیت کم و تصویر راهنما^۶ تحلیل می‌شود. سپس تصاویر پیش‌پردازش شده و تصاویر موجود با روشنایی مناسب با روش تبدیل کسری-توان تطبیقی بهسازی می‌شود. برای اصلاح هیستوگرام تصویر با روشنایی کم، طبق روش LCLPHE، برای هر پیکسل $r(i, j)$ ، بخشی از تصویر ورودی انتخاب می‌شود. هر بخش از n پیکسل تشکیل شده است. n_r تعداد پیکسل‌هایی با سطح شدت r و اندازه هر بخش $65 * 65$ است. بنابراین تعریف جدید از هیستوگرام به‌عنوان رابطه ۴۱.۲ پیشنهاد شده است. که مقدار h_{max} بیشترین مقدار هیستوگرام و θ پارامتری با مقدار ۲۰ درصد است.

$$h_p(r) = \log(1 + n_r) + \theta \cdot h_{max} \quad (41.2)$$

سپس به‌منظور بهسازی تصویر آندوسکوپی با یک تصویر راهنما با کیفیت خوب، توزیع شدت تصویر آندوسکوپی مطرح می‌شود. با توجه به اینکه تصاویر آندوسکوپی مختلف ویژگی‌های خاص خود را دارند. پس تصویر اصلاح‌شده طبق رابطه ۴۲.۲ به دست می‌آید که r_c نمایانگر تصویر اصلاح‌شده، $h_p(r)$ و $h_q(r)$ به ترتیب هیستوگرام تصویر پیش‌پردازش شده و تصویر راهنما است.

¹Adaptive Image Enhancement Method Based on Guide Image and Fraction-Power Transformation

²Adaptive Guide Image Based Enhancement(AGIE)

³Intensities of Image

⁴Adaptive Fraction-Power Transformation

⁵Logarithm Based Contrast Limited Pointwise Histogram Equalization(LCLPHE)

⁶Guide Image

$$r_c = [\log(h_p(r) + 1) \cdot h_g(r)]^{-1} \cdot h_p(r_p) \quad (42.2)$$

برای انتخاب تصویر راهنما مناسب از آنجا که کپسول به آرامی در دستگاه گوارش حرکت می‌کند، برخی از تصاویر در زیر نور خوب و برخی در زیر نور ضعیف ضبط می‌شوند. از این رو، یک تصویر با کیفیت خوب را می‌توان از سری تصاویر قبل و بعدی آن تصویر انتخاب کرد و تصاویر آندوسکوپی در بافت‌ها یا ساختارها مشابه هستند و لبه‌ها می‌توانند توزیع شدت تصاویر را تعیین کنند. بنابراین، ساختارهای مشابه عامل تعیین کننده انتخاب تصویر راهنما هستند. برای تشخیص شباهت ساختار بین تصاویر با کیفیت پایین و تصاویر با کیفیت بالا، لبه‌های تصاویر با روش سوبل استخراج می‌شود تا تصویر راهنما مناسب پیدا شود و مورد استفاده قرار گیرد.

در نهایت برای بهسازی تصاویر با روشی مناسب از روش تبدیل کسری توان استفاده می‌شود. از آنجایی که تصحیح گاما به دلیل اثربخشی در بهبود جزئیات در نواحی تاریک یک تصویر، به‌طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرد، اما جزئیات تصویر را در مناطق روشن از بین می‌برد. اگر با یک تابع خطی ترکیب شود جزئیات رو کمتر از بین می‌برد بنابراین، تبدیل کسری-توان پیشنهاد شده است و طبق رابطه ۴۳.۲ تعریف می‌شود. که r سطح شدت هر پیکسل، مقدار α شدت ورودی و β پارامتر توان است.

$$FPT_r = \frac{1}{\left(\frac{r\alpha - r}{r}\right)^\beta + \frac{(1-\alpha)}{\alpha}} \quad (43.2)$$

روش پیشنهادی با در نظر گرفتن توزیع شدت تصاویر با کیفیت خوب مشابه، تأثیرات بد روشی را حذف می‌کند و تصویر بهسازی شده می‌تواند محتوای اصلی خود را به وضوح حفظ و نشان دهد.

در مرجع [۴۱] روشی مبتنی بر تصحیح هیستوگرام و ماسک غیر تیز در حوزه موجک^۱ ارائه شده است. این روش برای بهبود کنتراست و حفظ جزئیات تصاویر در نواحی با روشی کم پیشنهاد شده است. به‌منظور بهبود کنتراست و جلوگیری از ایجاد مصنوعات در تصویر، روش تصحیح هیستوگرام مبتنی بر لگاریتم^۲ ارائه شده است. برای بهسازی کنتراست تصویر می‌بایست ناهمواری‌های روشی اصلاح شود و اصلاح بر روی اجزای فرکانس پایین تصویر انجام گیرد، بنابراین تصویر را در حوزه موجک به اجزای فرکانس بالا و فرکانس پایین تجزیه کرده و اجزای فرکانس پایین را با روش اصلاح هیستوگرام مبتنی بر لگاریتم پردازش می‌کند، فیلتر میانه^۳ نیز بر مؤلفه‌های فرکانس بالا اعمال می‌شود. سپس تصویر را به فضای

^۱Histogram Correction and Unsharp Masking in the Wavelet Domain

^۲Logarithm based Histogram Correction method (LHCM)

^۳Median Filter

مکانی تبدیل کرده، سرانجام از ماسک غیرتیز^۱ برای حفظ جزئیات در نواحی تاریک تصویر استفاده می‌کند.

ابتدا تصویر را به فضای رنگ HSI برای طبیعی بودن رنگ منتقل نموده و تمامی بهسازی‌ها روی مؤلفه I تصاویر اعمال می‌شود. به منظور بهسازی کنتراست تصاویر، با توجه به اینکه ناهمواری‌های روشنائی، بخش فرکانس پایین تصویر است، بنابراین با استفاده از تبدیل موجک، تصویر به اجزای فرکانس پایین^۲ و اجزای فرکانس بالا^۳ تجزیه می‌شود. اجزای فرکانس پایین با استفاده از روش تصحیح هیستوگرام مبتنی بر لگاریتم پردازش می‌شوند تا کنتراست را افزایش دهند و از بهسازی بیش از حد جلوگیری کنند.

به منظور تصحیح هیستوگرام می‌بایست توزیع شدت تصویر کشیده شود تا اطلاعات بیشتری نشان داده شود و قله‌ها در هیستوگرام از بین برود. قله‌ها در هیستوگرام از تفاوت‌های بین سطوح شدت مختلف ناشی می‌شوند. بدین منظور برای اصلاح قله‌ها در هیستوگرام از تبدیل لگاریتم استفاده می‌شود. با توجه به اینکه تبدیل لگاریتم مقادیر بزرگ را فشرده کرده و مقادیر کوچک را تقویت می‌کند، همچنین می‌تواند ترتیب هیستوگرام اصلی را همزمان حفظ کند. هیستوگرام پردازش شده $h_c(r_k)$ به عنوان تابع ۴۴.۲ تعریف می‌شود.

$$\{h_c(r_k) = \log(1 + h(r_k)) | 0 < r_k < L - 1\} \quad (44.2)$$

در تابع ۴۴.۲، مقدار شدت است و مقادیر آن از r_0 و r_1 و r_2 تا r_k متغیر است. $h(r_k)$ تعداد پیکسل‌ها در انبارک شدت^۴ r_k در هیستوگرام است. پس از فشرده‌سازی لگاریتم، قله‌ها در هیستوگرام اصلی برطرف می‌شوند. سپس الگوریتم همسان‌سازی هیستوگرام تطبیقی برای کشش هیستوگرام استفاده می‌شود. برای یکنواخت‌سازی توزیع شدت تصویر بهسازی شده، تصویر به بخش‌های مستطیلی غیرهمپوشان تقسیم می‌شود. اندازه هر بخش 32×32 پیکسل است. سپس شدت اصلی برای جلوگیری از بهسازی بیش از حد، طبق تابع ۴۵.۲ توصیف می‌شود.

$$EIL(x, y) = HIL(x, y) * \log(IL(x, y) + 1) \quad (45.2)$$

در تابع ۴۵.۲، (x, y) محل پیکسل‌ها را نشان می‌دهد. IL تصویر اصلی است، HIL تصویر را پس از رابطه تصحیح هیستوگرام نشان می‌دهد و EIL تصویر پس از ترکیب است. پس از بهسازی کنتراست تصاویر لازم است جزئیات تصاویر شفاف شوند تا بافت دستگاه گوارش واضح‌تر شود. با توجه به اینکه جزئیات و بافت‌ها از اجزای با فرکانس بالا در تصاویر

¹Unsharp Masking

²Low-Frequency Components

³High-Frequency Components

⁴Intensity Bin

هستند، در این‌جا جزئیات تصاویر با استفاده از یک فیلتر ماسک غیر تیز برجسته می‌شود. از آن‌جایی که ماسک غیر تیز تمایل به افزایش نویز هنگام بهسازی جزئیات دارد، بنابراین، فیلتر میانگین برای کاهش نویز بر روی اجزای با فرکانس بالا تصاویر اعمال می‌شود. پس از آن، تصویر به صورت معکوس به حوزه مکانی تبدیل می‌شود و جزئیات تصویر با ماسک غیر تیز طبق تابع ۴۶.۲ بهبود می‌یابد.

$$EHI(x, y) = HI(x, y) + \beta * (HI(x, y) - LPF(HI(x, y))) \quad (46.2)$$

در تابع ۴۶.۲ از فیلتر گوسی به عنوان فیلتر پایین گذر LPF استفاده می‌شود. HI تصویر پس از اصلاح هیستوگرام و EHI تصویر پس از بهبود جزئیات است و β پارامتر تأکید است. در این روش جزئیات تصاویر آندوسکوپی با روشنایی کم، به طور مؤثر بهسازی می‌شود. اجزای فرکانس پایین طوری تنظیم می‌شوند که کنتراست را افزایش دهند و از ایجاد مصنوعات جلوگیری کند. اجزای فرکانس بالا نیز توسط فیلتر متوسط فیلتر می‌شوند تا نویز کاهش یابد. در مرجع [۴۲]، روش جدیدی به نام تبدیل گاما کسری تطبیقی^۱ برای بهبود کیفیت تصاویر کپسول آندوسکوپی ارائه شده است که برای بهسازی تصاویر با روشنایی متفاوت مناسب است و با ویژگی‌های آماری تصاویر مختلف سازگار است. این روش شامل دو مرحله است که در مرحله اول با استفاده از تابع تبدیل گاما کسری تطبیقی، روشنایی تصویر را بهسازی می‌کند و در مرحله دوم جزئیات روشنایی را تقویت کرده و اطلاعات رنگ را حفظ می‌کند. در مرحله اول، تصویر را برای تنظیم رنگ به فضای رنگ HSI تبدیل کرده و تابع تبدیل گاما کسری به مؤلفه شدت^۲ تصویر اعمال می‌شود. در نتیجه روشنایی تصویر بهسازی شده و جزئیات تصویر تقویت می‌گردد. همچنین از تابع توزیع تجمعی^۳ یک تصویر استفاده می‌شود تا با تصاویر مختلف و متغیرهایی با شدت ورودی متفاوت سازگار شود. تابع تبدیل گاما کسری تطبیقی باعث بهسازی روشنایی می‌شود و جزئیات را با توجه به شدت پیکسل در یک تصویر و ویژگی‌های آماری تصاویر مختلف آشکار می‌کند. مرحله دوم ترمیم رنگ می‌باشد؛ در پردازش تصاویر اگر تنها مؤلفه شدت بهسازی شود باعث ایجاد اعوجاج در رنگ تصاویر می‌شود. بنابراین مؤلفه غلظت^۴ با توجه به مؤلفه شدت بهسازی شده، به صورت خطی مقیاس بندی می‌شود. در نتیجه مؤلفه رنگ در این روش حفظ شده تا در صورت بهسازی کنتراست، رنگ تصویر تغییر نکند. به منظور افزایش کیفیت تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، ابتدا تصویر رنگی RGB به فضای رنگی HSI تبدیل می‌شود. به عبارت دیگر، مؤلفه‌های قرمز، سبز و آبی به مؤلفه‌های رنگ، غلظت و شدت تبدیل می‌شوند. قبل از پردازش تصویر، ابتدا مؤلفه شدت طبق رابطه ۴۷.۲ نرمال می‌شود. سپس تبدیل گاما کسری تطبیقی به مؤلفه شدت نرمال شده اعمال

¹Adaptive Fraction Gamma Transformation (AFGT)

²Intensity Component

³Cumulative Distribution Function

⁴Saturation Component

می‌شود.

$$I_n(i, j) = \frac{I(i, j)}{I_{max}} \quad (47.2)$$

در این رابطه I_{max} حداکثر مقدار مؤلفه شدت $I(i, j)$ است، پس مؤلفه شدت تصویر نرمال شده است. بهسازی روشنایی و آشکار سازی جزئیات توسط تابع گاما کسری تطبیقی پیشنهادی تحقق می‌یابد، که به‌عنوان تابع ۴۸.۲ تعریف می‌شود.

$$L(i, j) = \left(\frac{I_n^\gamma(i, j)}{\gamma - I_n^\gamma(i, j)} \right)^\beta \quad (48.2)$$

به‌طوری‌که $L(i, j)$ مؤلفه شدت بهسازی شده است. β و γ پارامترهای سازگار هستند. γ با مقادیر شدت مختلف در یک تصویر سازگار است و β با مشخصات آماری تصاویر مختلف قابل تنظیم است.

در مورد تعیین پارامتر گاما، $I_n^\gamma(i, j)$ یک تبدیل گاما معمولی است. به‌منظور بهسازی مناطق بسیار تاریک و مناطق بسیار روشن، مقدار گاما باید با مقدار شدت متغیر باشد، طبق رابطه ۴۹.۲ تعریف می‌شود. در واقع مقدار گاما با $I_n(i, j)$ افزایش پیدا می‌کند.

$$\gamma = 1 + \arctan(I_n(i, j) - 0.5) \quad (49.2)$$

از آن‌جایی‌که بتا با تغییرات بین شدت ورودی و شدت خروجی تغییر نمی‌کند، از تابع توزیع تجمعی تصویر استفاده می‌شود، تا بتا متناسب با تصاویر مختلف و متغیر با شدت ورودی متفاوت ایجاد شود. بتا پیشنهادی به منظور جلوگیری از بهسازی بیش از حد نواحی روشن طبق رابطه ۵۰.۲ تعریف می‌شود.

$$\beta(r_N) = \frac{1}{1 + cdf_s(r_N)} \quad (50.2)$$

به‌طوری‌که r_N ، سطح شدت و cdf_s نمایانگر تابع توزیع تجمعی است. با توجه به‌اینکه اگر مؤلفه شدت تصاویر بهسازی شود، در تصاویر پردازش‌شده بهم‌ریختگی رنگ اتفاق می‌افتد. بنابراین به‌منظور بازیابی رنگ تصاویر، با توجه به پردازش تصویر در فضای رنگی HSI، مؤلفه $S(i, j)$ را با توجه به فاکتور مقیاس‌بندی حاصل از مؤلفه شدت تنظیم می‌کنیم. مؤلفه $S(i, j)$ به‌صورت رابطه ۵۱.۲ مقیاس‌بندی می‌شود. به‌طوری‌که $S_c(i, j)$ مؤلفه غلظت تنظیم شده است. بدین ترتیب مؤلفه رنگ تصویر، با وجود بهسازی کنتراست ثابت باقی می‌ماند.

$$S_c(i, j) = S(i, j) * \frac{L(i, j)}{I_n(i, j)} \quad (51.2)$$

این روش با روشی متفاوت در یک تصویر سازگار است و خود را با ویژگی‌های آماری تصاویر مختلف تنظیم می‌کند. بنابراین روش پیشنهادی متناسب با شدت پیکسل در یک تصویر و مشخصات آماری تصاویر، به‌طور تطبیقی روشی را بهسازی نموده و جزئیات را آشکار می‌کند.

در مرجع [۵]، مشکل بهسازی جزئیات سایه و سطوح بافت تصاویر آندوسکوپی در نظر گرفته شده است. روش پیشنهادی جزئیات سطح و بافت تصاویر را با استفاده از حلقه‌های متحدالمرکز در هر پیکسل، پیاده‌روی تصادفی^۱ و نمونه‌گیری تصادفی^۲ بهسازی می‌کند. با طراحی چارچوبی تصویر را به دو لایه، حاوی سطوح بافت و ویژگی‌های جزئیات سایه تصویر تجزیه می‌کند. مقدار پیکسل هدف برای لایه هموار شده^۳ با استفاده از شباهت پیکسل هدف به پیکسل‌های همسایه با وزنی وابسته به تغییر کلی گرادیان^۴ تصویر و اختلاف شدت^۵ آن‌ها محاسبه می‌شود. در نهایت، برای بهسازی محلی کنتراست تصویر هر دو روش پیاده‌روی تصادفی و نمونه‌برداری تصادفی را برای تخمین روشی و تاریکی محلی نهایی ترکیب می‌کند.

به‌منظور تخمین مقدار نسبی پیکسل هدف، جستجو در همسایگی محلی مشابه، پیکسل‌هایی با روشی و تاریکی مشابه انجام می‌شود. پیکسل هدف در مرکز دایره‌ای در نظر گرفته می‌شود. به‌منظور هموارسازی و بهسازی کنتراست پیکسل هدف به‌طور همزمان، پیکسل‌های همسایگی محلی مشابه از طریق پیاده‌روی تصادفی درون دایره داخلی بررسی می‌شوند، در حالی که پیکسل‌های روشی و تاریکی در دایره خارجی بررسی می‌شوند. با شروع از هر پیکسل، یک پیاده‌روی تصادفی در همسایگی ۳*۳ آغاز می‌شود تا اینکه از دایره داخلی عبور کند و در این حالت، می‌توان بافت محلی مشابهی را شناسایی کرد. هنگامی که پیاده‌روی تصادفی از دایره داخلی خارج شد، به‌طور تصادفی بین دایره داخلی و دایره خارجی نمونه‌برداری می‌شود تا میزان روشی و تاریکی محلی تخمین زده شود. سرانجام، هر دو روش پیاده‌روی تصادفی و نمونه‌گیری تصادفی برای برآورد روشی و تاریکی محلی نهایی با هم ترکیب می‌شوند که منجر به بهسازی تصویر با کنتراست محلی می‌شود.

برای هموارسازی تصویر، با توجه به موقعیت پیکسل اولیه x_0 و با استفاده از پیاده‌روی تصادفی، همسایگی محلی درون دایره داخلی بررسی می‌شود. (فرض شده است که برای تکرار مشخص، پیاده‌روی تصادفی از موقعیت‌های پیکسل $x \in X$ عبور می‌کند. X مجموعه‌ای از همه نمونه‌ها در یک زنجیره است و برای هر پیکسل تعداد N تکرار انجام می‌شود. بنابراین

¹Random Walks

²Stochastic Sampling

³Smooth Layer

⁴Total Gradient Variation

⁵Intensity Differences

برای یافتن بافت مشابه در همسایگی پیکسل مورد نظر، شباهت پیکسل هدف و x به گرادیان تصویر بین پیکسل شروع، پیکسل همسایه و اختلاف شدت آن‌ها بستگی دارد. با توجه به این واقعیت، برای هر زنجیره m می‌توان شباهت پیکسل همسایه x_{j+1} و پیکسل اولیه x_0 را با معادله ۵۲.۲ بیان کرد.

$$m_{w_o}^{j+1}(x_o|x_{j+1}) = e^{-\{\|\frac{x_o-x_{j+1}}{\sigma_I}\|_1 + \|\frac{TV(\nabla I)}{\sigma_g}\|_1\}} \quad (52.2)$$

در رابطه ۵۲.۲، بخش اول توان (نما)، نشان‌دهنده نرم یک ($norm1$) اختلاف شدت بین پیکسل اولیه با پیکسل همسایه است. بخش دوم نشان‌دهنده تغییر کل مقادیر ویژه در هر پیکسل است. این رابطه به‌طور کلی به بررسی هموارسازی لبه‌ها توسط پیاده‌روی تصادفی می‌پردازد. تغییر کل گرادیان به‌صورت رابطه ۵۳.۲ تعریف می‌شود.

$$TV(\nabla I) = \left\| \sum_{n=x_o}^{x_{j+1}} \sqrt{(\lambda_+^{n+1} - \lambda_-^{n+1})} - \sqrt{(\lambda_+^n - \lambda_-^n)} \right\| \quad (53.2)$$

اعوجاج رنگ در بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم نامطلوب است. بنابراین هموارسازی در کانال روشنایی فضای رنگی YCbCr انجام می‌شود. تحلیل مقدار ویژه، منجر به دو مقدار ویژه λ_+ و λ_- می‌شود. با توجه به تعداد نمونه‌ها و تعداد تکرارها، تخمین هموارسازی نهایی پیکسل هدف، به‌عنوان مجموع وزنی پیکسل‌ها در زنجیره، طبق معادله ۵۴.۲ محاسبه می‌شود.

$$x_{den} = \frac{\sum_{n=1}^N \sum_{j=0}^M n_{w_o}^{j+1}(x_j|x_{j+1})x_j}{\sum_{n=1}^N \sum_{j=0}^M n_{w_o}^{j+1}(x_j|x_{j+1})} \quad (54.2)$$

به‌منظور بهسازی کنتراست محلی تصاویر، لازم است تاریکی‌ها و روشنایی‌های محلی پیدا شود، بنابراین از M نمونه با استفاده از پیاده‌روی تصادفی و نمونه‌گیری تصادفی در زنجیره X ، حداقل و حداکثر پیکسل‌ها از زنجیره M طبق رابطه ۵۵.۲ یافت می‌شود.

$$I_{max}^n = \max_{i=0}^M x_i^n, \quad I_{min}^n = \min_{i=0}^M x_i^n \quad (55.2)$$

که I_{min}^n و I_{max}^n به ترتیب مقادیر حداکثر و حداقل مقدار شدت زنجیره $n \in \{1, 2, \dots, N\}$ هستند. همان‌طور که پیکسل هدف نیز یک نقطه نمونه است، با حداکثر و حداقل شدت نمونه‌ها محدود می‌شود، بنابراین دامنه (R^n) که در واقع شدت تغییر نمونه‌هاست و مقدار نسبی پیکسل هدف (V^n) ، طبق رابطه ۵۶.۲ تعریف می‌شود.

$$V^n = \begin{cases} \frac{1}{\gamma} & \text{if } R^n = 0 \\ \frac{x - I_{min}}{R^n} & \text{Otherwise} \end{cases}, \quad R^n = I_{max}^n - I_{min}^n \quad (56.2)$$

چارچوب روش پیشنهادی به منظور تجزیه و تحلیل تصاویر، با بهره‌گیری از اطلاعات حاصل از بهسازی کنتراست محلی جزئیات سایه در تصویر و هموارسازی با حفظ لبه‌ها، به دست آمده است. ابتدا جزئیات سایه با تغییر زیادی در بهسازی کنتراست تصویر مشخص می‌شود، سپس جزئیات بافت با تغییر شدت محلی در تصویر اصلی مشخص می‌شود. از این‌رو، دو لایه حاوی جزئیات بافت D_1 و جزئیات سایه D_2 به صورت رابطه ۵۷.۲ ارائه می‌شوند.

$$D_1 = I_O - I_{rus} \quad , \quad D_2 = I_{CE} - I_{rus} \quad (57.2)$$

در رابطه ۵۷.۲، I_O ، I_{CE} و I_{rus} به ترتیب تصویر اصلی، تصویر حاصل از کنتراست محلی بهسازی شده (با استفاده از رابطه ۵۶.۲) و تصویر هموار شده (با استفاده از معادله پیاده روی تصادفی ۵۴.۲) است. جزئیات نهایی و بافت سایه تصویر بهسازی شده با استفاده از ترکیب خطی دو لایه جزئیات و اضافه کردن آن‌ها به تصویر هموار شده به شرح رابطه ۵۸.۲ به دست می‌آید. در این رابطه γ ضریب ترکیب است که میزان جزئیات سایه را در برابر جزئیات بافت کنترل می‌کند و K یک مقدار ثابت است.

$$D = \gamma D_1 + (1 - \gamma) D_2 \quad , \quad I_{enh} = KD + I_{rus} \quad (58.2)$$

در این روش جزئیات روشنایی و بافت در تصویر بهسازی شده بهتر از تصویر اصلی است. از معایب این روش می‌توان به پیچیدگی محاسباتی بالای آن اشاره کرد.

۶.۲ جمع‌بندی

در این فصل، پژوهش‌هایی که در گذشته برای رفع نویز و بهسازی تصاویر مورد استفاده قرار گرفته، بررسی شده‌اند. همچنین چند نمونه، روش‌های بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم نیز مطرح گردیده است.

در مطالعه پژوهش‌های پیشین عدم وجود روش‌هایی که همزمان با بهسازی تصاویر، کیفیت و کنتراست تصاویر را بهبود بخشد و همچنین تغییری در جزئیات، بافت و محتوای تصاویر ایجاد نکند مشهود است؛ در روش‌های مذکور طی مراحل بهسازی روشنایی تصاویر، به عدم ایجاد تغییر در رنگ اصلی تصویر توجهی نشده است و این امر سبب تغییر در رنگ بافت تصاویر شده و رنگ اصلی تصویر عوض می‌شود، که باعث ایجاد خطا در تشخیص بیماری‌هایی

از جمله زخم، جراحی، آنژیودیسیپلازی و خونریزی می‌شود. همچنین بهسازی‌های ذکرشده باعث از بین رفتن جزئیات و لبه‌های موجود در تصاویر می‌شود، کیفیت و کنتراست تصاویر طی بهسازی‌های انجام گرفته کاهش می‌یابد. با توجه به این موضوع که، بافت و محتوای تصاویر در تشخیص برخی بیماری‌ها در تصاویر کپسول آندوسوپی نقش حیاتی دارند، طی بهسازی‌های انجام‌شده، بافت و محتوای تصاویر تغییر کرده و تغییرات آن‌ها مورد بررسی قرار نمی‌گیرند، که منجر به خطا در تشخیص بیماری‌هایی از جمله پولیپ، تومور، کرم روده، بیماری سلیاک و بیماری کرون می‌شود.

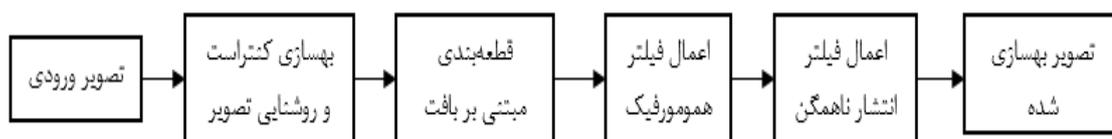
از این‌رو در این پژوهش رویکردی ارائه شده که بهسازی روشنایی تصاویر به صورت محلی انجام شده و همچنین برای رفع نویز و بهبود کیفیت و کنتراست تصاویر روشی مورد استفاده قرار گرفته است که جزئیات تصاویر و لبه‌های تصاویر را تقویت کند و تغییری در بافت و محتوای تصاویر ایجاد نکند و نواقص مطالعات پیشین را پوشش داده و اصلاح کرده است.

فصل ۳

روش پیشنهادی

۱.۳ مقدمه

در این فصل، ابتدا به بررسی و بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی سیم پرداخته می شود. سپس نوع نویز موجود در تصاویر با استفاده از هیستوگرام هموارترین ناحیه تصاویر شناسایی می شود. در نهایت، به منظور رفع نویز تصاویر از روش قطعه بندی مبتنی بر بافت و تبدیل تصاویر به دو ناحیه هموار و ناهموار استفاده می شود. برای حفظ کنتراست، جزئیات و لبه های تصاویر، نواحی هموار و ناهموار را به عنوان ورودی های فیلتر همومورفیک در نظر گرفته و مؤلفه های انعکاسی و روشنایی تصاویر استخراج می شود. در نهایت، مؤلفه های انعکاسی و روشنایی به عنوان ورودی های فیلتر انتشار ناهمگن برای رفع نویز تصاویر استفاده شده و هر ناحیه با ضریب بازگشتی متناسب خود بهسازی می شود. شمای کلی روش پیشنهادی در شکل ۱.۳ نشان داده شده است.



شکل ۱.۳: فلوچارت روش پیشنهادی

۲.۳ بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر با استفاده از روش اصلاح محلی گاما

همان‌طور که قبلاً اشاره شد، کپسول آندوسکوپی بی‌سیم به‌منظور تصویربرداری از دستگاه گوارش دارای محدودیت‌هایی مانند: محیط پیچیده دستگاه گوارش و روشنایی محدود کپسول آندوسکوپی بی‌سیم که به‌دلیل محدودیت اندازه کپسول، دارای تعداد محدودی LED است، می‌باشد. همچنین به‌دلیل محدودیت ظرفیت باتری تأمین‌کننده انرژی LEDها که با حرکت کپسول درون دستگاه گوارش و گذشت زمان ضعیف شده و به تبع بر روی روشنایی تصاویر تأثیر می‌گذارد. بنابراین تصاویر ضبط‌شده اغلب دارای مناطق تاریک و با کنتراست کم بوده، علاوه بر این تأثیرات ناشی از انتشار نور در آب باعث روشنایی بیش از حد در برخی نواحی تصاویر می‌شود. روشنایی زیاد و کم در تصاویر سبب از بین رفتن حجم زیادی از جزئیات تصاویر می‌شود. همچنین با توجه به شرایط حلقوی بودن دستگاه گوارش، حرکت کپسول درون بدن تحت کنترل نمی‌باشد، بنابراین تصاویر دارای روشنایی نامناسب هستند. علاوه بر این، زمان ارسال تصاویر از گیرنده‌ی روی کمر بند بیمار به سیستم پزشکی، روی تصاویر ضریب فشرده‌سازی^۱ اعمال شده و باعث کاهش وضوح تصاویر می‌شود. در نهایت، به‌علت فاصله کانونی کم و محدود بودن عمق دید دوربین، مشکلاتی در روشنایی و کنتراست تصاویر ایجاد شده که باعث کاهش دید در نواحی تاریک و نواحی روشن می‌شود.

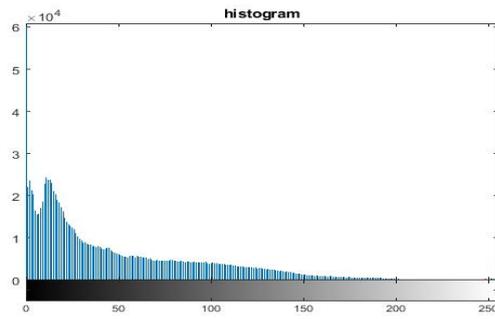
تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم دارای وضوح، میزان روشنایی و کنتراست متفاوتی می‌باشند؛ به‌عبارتی، تعداد زیادی تصویر با میزان روشنایی و کنتراست متفاوت برای هر بیمار موجود است. بدین منظور برای بهسازی روشنایی و کنتراست تصاویر، روشی مورد نیاز است که برای هر تصویر متناسب با میزان روشنایی هر پیکسل، کنتراست و روشنایی تصویر را بهبود بخشد. بنابراین می‌بایست کنتراست و روشنایی تصاویر به‌صورت محلی بهسازی شود.

به‌منظور بهسازی روشنایی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، می‌بایست روشنایی تمامی تصاویر مورد بررسی قرار گیرد. بدین منظور هیستوگرام^۲ تصاویر را رسم کرده و مشخص شد که در این تصاویر تنوع روشنایی وجود دارد. برای نمونه در شکل ۲.۳ هیستوگرام مربوط به تصویر با روشنایی کم، تصویر با روشنایی نسبتاً زیاد و تصویر با روشنایی نرمال نشان داده شده است.

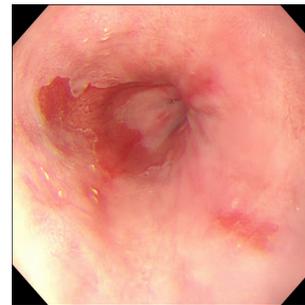
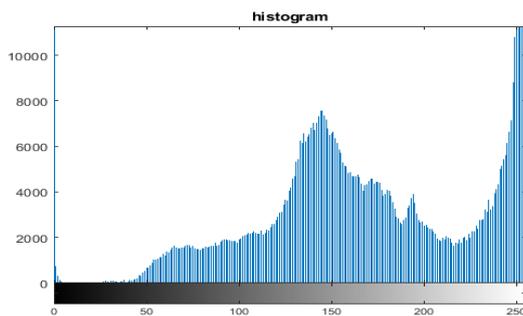
همان‌طور که در تصاویر شکل ۲.۳ نمایان است، جزئیات و بافت تصاویر در نواحی با روشنایی نسبتاً زیاد و نواحی با روشنایی کم به‌طور واضح مشخص نیست و از آنجایی که

^۱Compression ratio

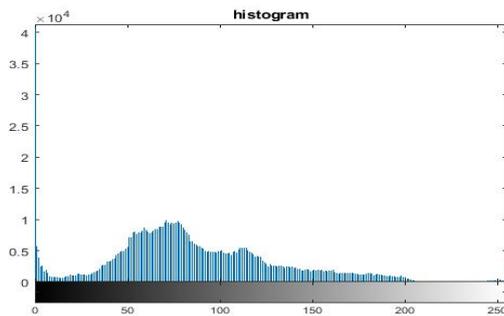
^۲Histogram



(آ) هیستوگرام تصویر با روشنایی کم



(ب) هیستوگرام تصویر با روشنایی نسبتاً زیاد



(ج) هیستوگرام تصویر با روشنایی نرمال

شکل ۲.۳: رسم هیستوگرام تصاویر با روشنایی کم، نسبتاً زیاد و نرمال

پزشک برای تشخیص بیماری‌هایی از جمله زخم^۱، جراحات^۲، آنژیودیسیپلازی^۳ و خونریزی^۴ نیاز به مشاهده و بررسی تمامی جزئیات تصاویر را دارد، بنابراین نیاز به بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر مشهود است.

بسیاری از دستگاه‌های تصویربرداری، به دلیل وجود محدودیت‌های فنی و غیرخطی بودن روشنایی، تغییرات غیرخطی بر روی مقدار پیکسل‌های تصویر اعمال می‌کنند، بدین معنی که پیکسل‌های تصویر به توان مقدار گاما می‌رسند. اغلب دستگاه‌های تصویربرداری برای نمایش تصاویر خروجی از قانون توان استفاده می‌کنند؛ تبدیل قانون توانی بر روی مقدار روشنایی پیکسل‌های تصویر اعمال شده و از آن‌جایی که تغییرات گاما در تصویر ممکن است به صورت

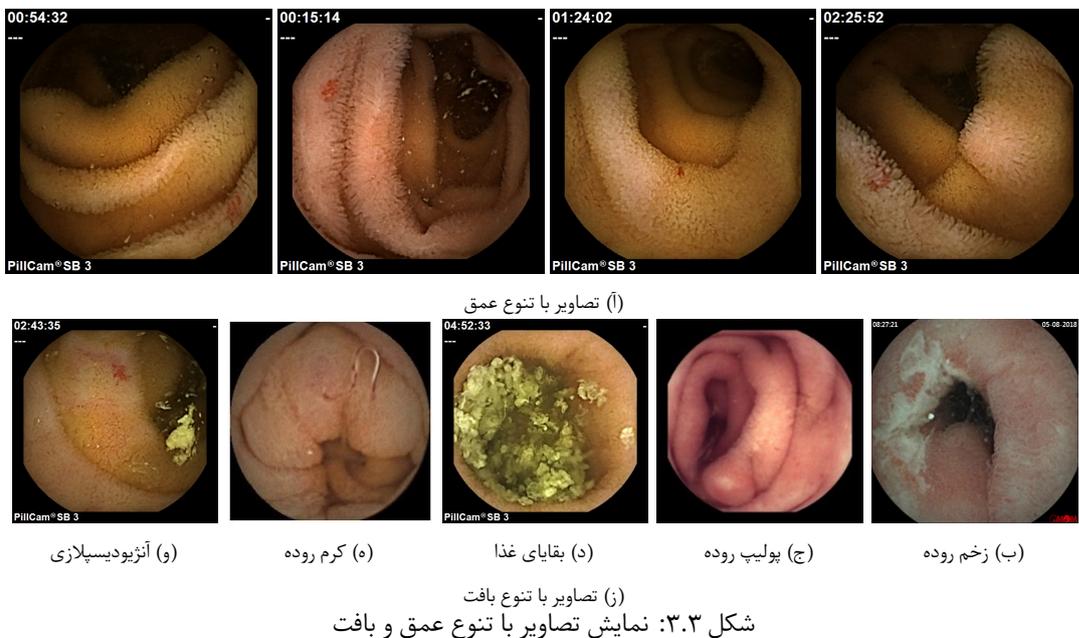
¹Ulcer

²Lesion

³Angiodysplasia

⁴Bleeding

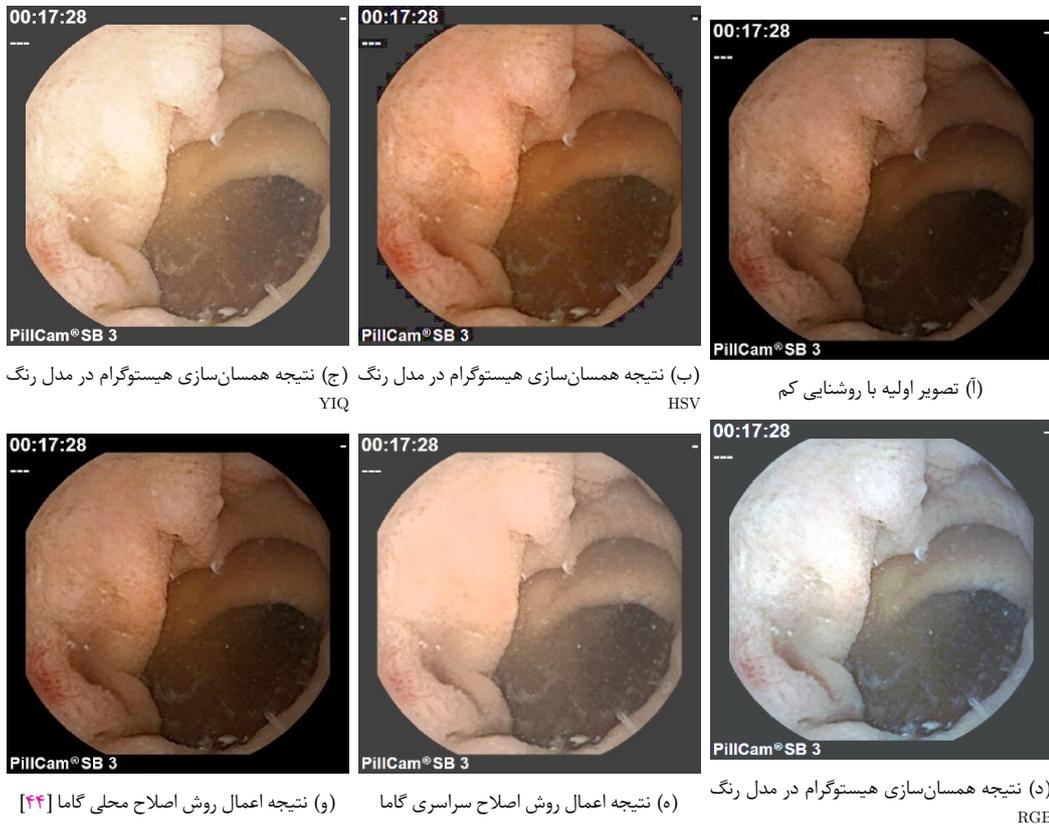
غیرخطی انجام گرفته باشد، ظاهر واقعی اشیا نشان داده نمی‌شود. این محدودیت‌های فنی، معروف به اعوجاج گاما، موجب کاهش کیفیت تصویر می‌شوند. همان‌طور که گفته شد، دوربین تصویربرداری موجود در کپسول آندوسکوپی فریم‌های ویدیویی را ضبط کرده و به صورت بی‌سیم به کمربندی که بر روی شکم بیمار بسته شده است، ارسال می‌کند. سپس فریم‌ها به سیستم پزشک منتقل شده و به تصاویر جداگانه تبدیل می‌شوند. بنابراین قانون توان روی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم نیز اعمال شده و این تصاویر دارای اعوجاج گاما می‌باشند. از آنجایی که اعوجاج گاما تصویر، به عمق، بافت و بازتاب نسبی اشیاء موجود در تصویر بستگی دارد و یک تصویر حاوی اشیاء با تنوع بافت و تنوع عمق است بنابراین تحریفات گاما ممکن است در تمام اشیاء موجود در تصویر یکسان نباشد. در شکل ۳.۳ برای نمونه چندین نوع از تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم با تنوع عمق و تصاویر با تنوع بافت، از جمله: زخم، پولیپ^۱، باقیمانده‌های غذا و کرم روده نشان داده شده است.



همان‌طور که ذکر شد، علاوه بر مشکلات فنی دستگاه‌ها، اختلالاتی در روشنایی برخی قسمت‌های تصاویر تحت شرایط متفاوت محیطی ایجاد می‌گردد و با توجه به اینکه تغییرات گاما در تصویر ممکن است به صورت غیرخطی انجام گرفته باشد، از این رو باید به صورت محلی برای نواحی مختلف تصویر گاماها را مناسب را پیدا کرده و تصویر را بهسازی نمود. همچنین لازم به ذکر است که روش‌های بهسازی تصویر همانند همسان‌سازی هیستوگرام و تصحیح سراسری گاما ممکن است برای بهسازی تصاویر با اعوجاج گاما استفاده شوند. به‌عنوان مثال، هدف اصلی همسان‌سازی هیستوگرام، به دست آوردن یک هیستوگرام توزیع شده یکنواخت با استفاده از تابع چگالی تجمعی تصویر ورودی است. به عبارتی، روشنایی اصلی تصویر ورودی را تغییر می‌دهد و کیفیت بصری تصویر را خراب می‌کند [۴۳].

¹Polyp

بنابراین روش همسان‌سازی هیستوگرام بر روی مدل‌های رنگی دیگر که مؤلفه روشنایی تصاویر را از سایر مؤلفه‌های آن یعنی رنگ و غلظت رنگ جدا می‌کند، مورد بررسی قرار گرفت. بدین منظور، تصاویر را به مدل رنگ HSV و YIQ تبدیل نموده تا مؤلفه‌های رنگ و روشنایی تصاویر جدا شود و بتوان تنها مؤلفه روشنایی تصاویر را مورد بهسازی قرار داد. به همین دلیل بر روی مؤلفه روشنایی V در مدل رنگ HSV و مؤلفه روشنایی Y در مدل رنگ YIQ همسان‌سازی هیستوگرام را پیاده‌سازی نموده و خروجی‌ها نمایانگر این موضوع هستند که همسان‌سازی هیستوگرام تأثیری بر ظاهر تصویر بهسازی‌شده ندارد. همچنین در تصحیح سراسری گاما نیز تنها یک مقدار گاما طبق رابطه ۱.۲ به تمام نواحی تصویر با مقدار روشنایی متفاوت اعمال می‌شود. در این پژوهش برای بهسازی تصاویر با روش اصلاح سراسری گاما، مقدار گاما برابر ۵/۰ در نظر گرفته شده است. در شکل ۴.۳ خروجی مربوط به روش‌های ذکر شده نشان داده شده است.



شکل ۴.۳: نمایش تصویر اولیه و تصاویر بهسازی‌شده

همان‌طور که در شکل ۴.۳ مشخص است، به‌منظور بهسازی تصاویر به روشی نیاز است که روشنایی و کنتراست تصاویر را به‌صورت محلی بهسازی نماید. بنابراین برای بهسازی کنتراست تصاویر به روشی نیاز داریم که تصاویر با تنوع روشنایی مانند تصاویر با روشنایی نسبتاً زیاد، کم و نرمال را با حفظ جزئیات تصویر و رنگ طبیعی تصویر و بدون داشتن هیچ‌گونه اطلاعاتی از دستگاه تصویربرداری بهسازی نماید؛ بدین‌منظور، برای رفع این مشکل، از اصلاح گاما ارائه‌شده توسط امیری و همکاران [۴۴] استفاده شده است که

درواقع در این روش مقدار گاما تصویر، طی یک روش محلی تخمین زده می‌شود و روشنایی تصاویر در هر ناحیه متناسب با پیکسل‌های همسایه خود بهبود می‌یابد و به‌طور کلی روشنایی تصاویر در همه‌ی نواحی به یک شکل تغییر نکرده و رنگ‌های تصویر اصلی ثابت باقی می‌ماند. روش پیشنهادی به‌طور محلی مقادیر گاما را در یک تصویر تخمین می‌زند. ابتدا برای اصلاح محلی گاما، تصویر به پنجره‌های همپوشان تقسیم می‌شود و سپس مقدار گاما هر پنجره با به حداقل رساندن مقدار ویژگی همگنی^۱ ماتریس هم‌زمانی^۲ به‌دست می‌آید.

به‌منظور اصلاح گاما تطبیقی^۳، تصویر به پنجره‌های همپوشان^۴ تقسیم می‌شود. یک پنجره متحرک^۵ به ابعاد 64×64 در هر تصویر که به اندازه 30° پیکسل از سمت چپ-بالا به سمت راست-پایین حرکت می‌کند. برای یافتن مقدار گاما مناسب برای هر پنجره، محدوده‌ای از مقادیر معکوس گاما از $0/2$ تا $2/2$ با فاصله $0/1$ به هر پنجره طبق رابطه 1.2 اعمال می‌شود. پنجره‌های مختلف ممکن است برای بهسازی مناسب به مقدار گاما مختلف نیاز داشته باشند. بنابراین برای یافتن بهترین مقدار گاما برای هر پنجره، ماتریس هم‌زمانی پنجره را محاسبه کرده و ویژگی همگنی از ماتریس هم‌زمانی استخراج می‌شود.

ماتریس هم‌زمانی اغلب برای استخراج ویژگی در تحلیل بافت یک تصویر استفاده می‌شود، بدین ترتیب تصویر در سطح خاکستری را به‌عنوان یک ماتریس دو بعدی در نظر می‌گیرد. این ماتریس رابطه بین مقادیر پیکسل‌های همسایه را در سطح خاکستری توصیف می‌کند و اندازه آن متناسب با تعداد سطوح خاکستری تصویر است. در واقع این ماتریس احتمال اینکه یک پیکسل از یک سطح خاکستری خاص در یک فاصله و جهت مشخص از پیکسل‌های همسایه اتفاق بیفتد را اندازه‌گیری می‌کند و می‌توان آن را با استفاده از تابع $P(i, j, d, \theta)$ محاسبه کرد، جایی که i سطح خاکستری در موقعیتی با مختصات (x, y) است، j سطح خاکستری پیکسل‌های همسایه در فاصله d و جهت θ ، در موقعیت (x, y) واقع شده‌اند و طبق رابطه 1.3 تعریف می‌شود [۴۵].

$$P(i, j, d, \theta) = \{(x_1, y_1)(x_2, y_2) | f(x_1, y_1) = i, f(x_2, y_2) = j, | (x_1, y_1) - (x_2, y_2) | = d, \text{angle}((x_1, y_1), (x_2, y_2)) = \theta\} \quad (1.3)$$

ماتریس هم‌زمانی دارای ویژگی‌هایی مختلفی است، این ویژگی‌ها شامل اطلاعات بافت هستند و ممکن است بین آن‌ها همبستگی وجود داشته باشد. بنابراین ویژگی همگنی از ماتریس هم‌زمانی استخراج می‌شود و این ویژگی براساس رابطه 2.3 تعریف شده است [۴۶].

¹Homogeneity feature

²Co-Occurrence matrix

³Adaptive Gamma Correction

⁴Overlapping windows

⁵Sliding Window

$$HOM = \sum_i^{256} \sum_j^{256} \frac{P(i, j, d, \theta)}{1 + |i - j|} \quad (2.3)$$

ویژگی همگنی در واقع چگونگی یکنواخت بودن بافت را توصیف می‌کند و جزئیات تصویر را نشان می‌دهد. کمترین مقدار این ویژگی، بیشترین جزئیات تصویر را نشان می‌دهد. برای انتخاب مناسب‌ترین مقدار گاما برای هر پنجره، مقدار گامایی برای هر پنجره انتخاب می‌شود که کمترین مقدار ویژگی همگنی حاصل از ماتریس هم‌زمانی را داشته باشد. بنابراین هر پنجره در تصویر دارای مقدار گاما خاص خود می‌شود و با توجه به همپوشان بودن پنجره‌ها، پیکسل‌ها ممکن است در زیر پنجره‌های مختلف قرار بگیرند و چندین مقدار گاما مختلف برای هر پیکسل به دست آید. از آنجایی که می‌بایست بر روی هر پیکسل تنها یک مقدار گاما اعمال شود پس میانگین مقادیر گاما مربوط به هر پیکسل، به عنوان مقدار گاما آن پیکسل در نظر گرفته می‌شود و ماتریسی به اندازه تصویر از مقادیر گاما به دست می‌آید. به منظور بهسازی تصویر، طبق رابطه قانون توان ۱.۲ مقادیر گاما به هر پیکسل اعمال می‌شود. برای جلوگیری از اثر بلوکی شدن تصویر، ابتدا فیلتر میانگین روی ماتریس حاوی مقادیر گاما اعمال می‌شود. سپس مقادیر گاما فیلترشده برای تصحیح گاما بر روی تصویر اعمال می‌شود.

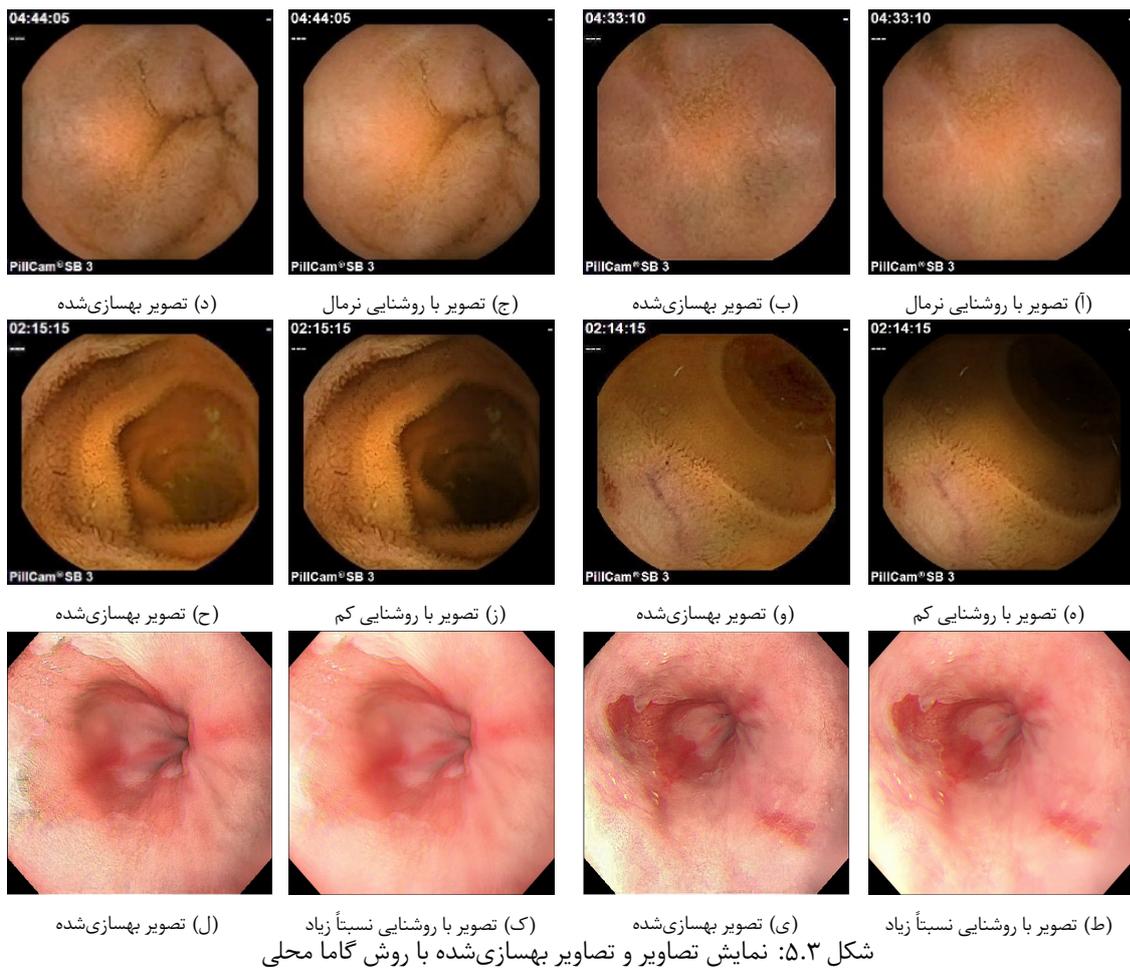
بنابراین با استفاده از روش اصلاح محلی گاما، بازه پویای تصاویر^۱ با روشنایی نسبتاً زیاد و تصاویر با روشنایی کم اصلاح شده و تصاویر با روشنایی نرمال بدون تغییر باقی می‌ماند. همچنین جزئیات و کیفیت تصاویر بهبود می‌یابد، در شکل ۵.۳ تصویر با روشنایی زیاد و تصویر با روشنایی کم و تصاویر بهبود یافته آن‌ها به روش اصلاح محلی گاما و تصویر با روشنایی نرمال و تصویر بهسازی شده بدون تغییر آن نمایش داده شده است.

۳.۳ قطعه‌بندی

قطعه‌بندی تصویر، روشی است که در آن تصویر ورودی به قطعه‌هایی با ویژگی‌های مشترک تقسیم‌بندی می‌شود و به هر پیکسل از تصویر، یک برچسب اختصاص می‌یابد و پیکسل‌هایی که دارای برچسب یکسان هستند، در یک قطعه قرار می‌گیرند، بنابراین پیکسل‌های با برچسب یکسان، ویژگی‌های مشابهی دارند. قابل ذکر است که در قطعه‌بندی، به هر یک از پیکسل‌های تصویر فقط و فقط یک برچسب نسبت داده می‌شود؛ یعنی هر پیکسل لزوماً در یک قطعه قرار می‌گیرد [۱۰]. هدف از قطعه‌بندی، تقسیم یک تصویر به چندین ناحیه یکنواخت است که تجزیه و تحلیل آن‌ها معنادار و آسان‌تر از مجموعه خام پیکسل‌ها است [۴۷].

در قطعه‌بندی تصویر، براساس سطح خاکستری پیکسل‌ها، قطعه‌بندی براساس میزان شباهت مقادیر سطوح خاکستری پیکسل‌ها انجام می‌شود. معیار بافت، یکی از روش‌هایی

¹Dynamic Range



است که با توجه به ساختار پیکسل‌های تصویر، قطعه‌بندی تصویر انجام می‌شود. روش‌های قطعه‌بندی را می‌توان به چهار دسته کلی طبقه‌بندی کرد. روش‌های مبتنی بر آستانه‌گذاری، که مقادیر آستانه را با استفاده از هیستوگرام تصویر تعیین می‌کنند و سپس پیکسل‌های تصویر را براساس مقادیر آستانه طبقه‌بندی می‌کنند. روش‌های مبتنی بر لبه‌یابی، که نواحی مختلف تصویر توسط لبه از هم جدا می‌شوند. روش‌های مبتنی بر ناحیه، که به‌طور مستقیم نواحی را در تصویر تشخیص می‌دهد و روش‌های مبتنی بر خوشه‌بندی، که فضای ویژگی تصویر را به چندین خوشه تقسیم می‌کنند [۴۸]. همان‌طور که اشاره شد، قطعه‌بندی با استفاده از ویژگی‌های مشترکی که بین پیکسل‌ها در نواحی مختلف تصویر موجود است، انجام می‌شود. ویژگی‌هایی مانند رنگ، بافت، عمق و سطح خاکستری تصویر، برای قطعه‌بندی تصویر در نظر گرفته می‌شوند [۴۹].

۱.۳.۳ قطعه‌بندی مبتنی بر بافت

با توجه به اینکه سیستم بینایی انسان قادر است نویز موجود در نواحی هموار تصویر نویزی را با حساسیت بیشتری نسبت به نواحی غیرهموار مشاهده کند، بنابراین خرابی‌های ناشی از نویز

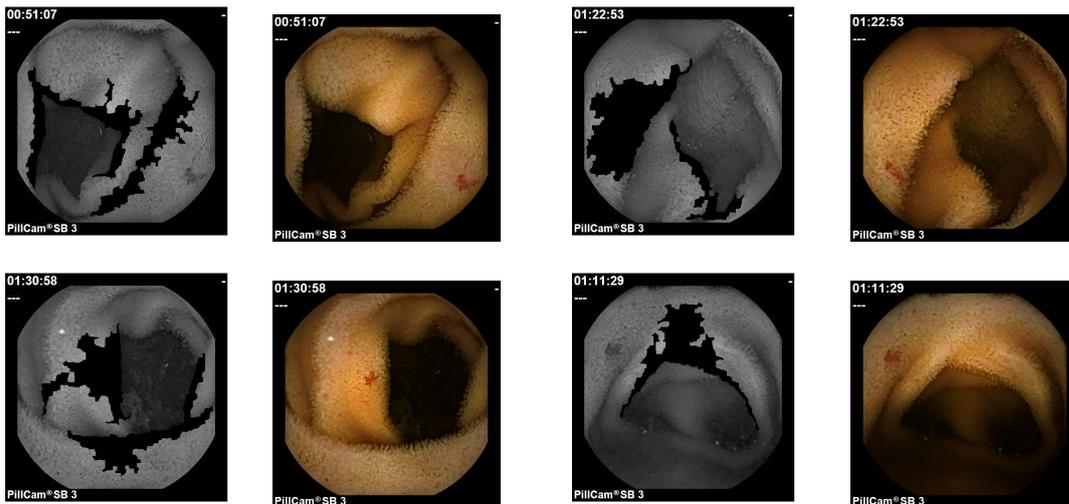
تصویر، در نواحی هموار و غیرهموار تصویر بر روی سیستم بینایی انسان تأثیر یکسانی ندارند. به همین جهت، در روش پیشنهادی از این ویژگی سیستم بینایی انسان استفاده شده و با توجه به اینکه از میان روش‌های قطعه‌بندی، روش مبتنی بر ناحیه، نواحی منسجمی را ایجاد می‌کند، تصویر به دو ناحیه هموار و غیرهموار قطعه‌بندی می‌شود. از آنجایی که روش قطعه‌بندی با استفاده از پیکسون در این دسته قرار می‌گیرد، تصویر پیکسون‌بندی می‌گردد. با توجه به اینکه پیکسون، مجموعه‌ای از پیکسل‌های به هم پیوسته است که از نظر معیارهایی مانند بافت، رنگ یا سطح خاکستری به یکدیگر شباهت دارند، اجتماع پیکسون‌های به دست آمده در کنار یکدیگر، تصویر اصلی را می‌سازند.

در روش قطعه‌بندی با استفاده از پیکسون، یک پیکسل واقع در گوشه‌ای از تصویر در نظر گرفته می‌شود. سپس براساس معیار شباهت مشخصی، اگر پیکسل همسایه با پیکسل فعلی براساس معیار شباهت مورد نظر، تطابق داشته باشد، این دو پیکسل در یک ناحیه قرار می‌گیرند. در غیر این صورت، ناحیه جدیدی به نام پیکسون تشکیل می‌شود و پیکسل فعلی در آن قرار می‌گیرد [۱۵]. در روش پیشنهادی، از معیار آنتروپی به عنوان معیار شباهت ذکر شده برای تشکیل تصویر پیکسونی استفاده شده است. در حین قطعه‌بندی تصویر، هنگامی که یک پیکسل به پیکسون فعلی اضافه شود و مقدار آنتروپی پیکسون جدید نسبت به مقدار آنتروپی پیکسون قبل، تغییر چندانی نکند، آن پیکسل به پیکسون فعلی اضافه می‌شود. در غیر این صورت، پیکسون جدیدی ایجاد شده و این پیکسل به پیکسون جدید تعلق می‌گیرد. بدین ترتیب تصویر اولیه براساس معیار آنتروپی پیکسون‌بندی می‌شود. بنابراین از دیدگاه معیار بافت، شباهت پیکسون‌ها براساس معیار شباهت آنتروپی محاسبه می‌شوند.

از آنجایی که حساسیت سیستم بینایی انسان نسبت به خرابی‌های موجود در تصویر در نواحی هموار و ناهموار تفاوت است بنابراین در روش پیشنهادی تصویر به نواحی هموار و ناهموار قطعه‌بندی می‌شود [۵۰]. در شکل ۶.۳ خروجی مربوط به قطعه‌بندی تعدادی تصویر نویزی کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، به دو ناحیه هموار و ناهموار نشان داده شده است. در این شکل، ناحیه سیاه بیانگر بافت غیرهموار تصویر است.

۴.۳ رفع نویز تصویر

همان‌طور که ذکر شد، تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، به دلیل محدودیت‌های دوربین کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، محیط پیچیده دستگاه گوارش و محدودیت پهنای باند ارتباطی جهت انتقال تصاویر ضبط شده به دستگاه ضبط تصاویر بر روی کمر بند بیمار، دارای کیفیت پایینی هستند. همچنین در طی مراحل گوناگون، نظیر ارسال به سیستم، تبدیل از فریم‌های فیلم به تصویر و اعمال ضریب فشرده‌سازی زیاد، دچار تغییر شده و باعث کاهش کیفیت تصاویر می‌شود.

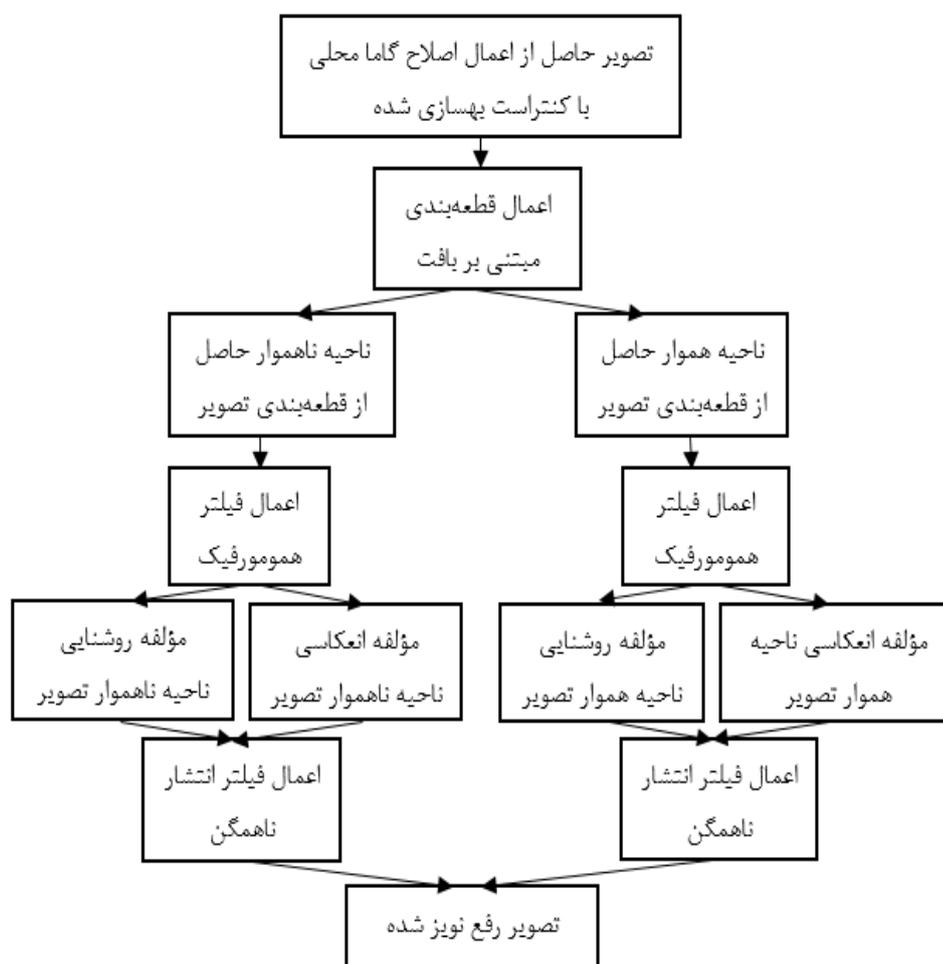


شکل ۶.۳: نمایش قطعه‌بندی تصاویر کیپسول آندوسکوپی بی‌سیم

از سوی دیگر با توجه به اینکه کیفیت تصاویر به‌منظور تشخیص نوع بیماری توسط پزشک حائز اهمیت می‌باشد، تشخیص نوع نویز و رفع آن، نقش اساسی را در بهسازی و اصلاح کیفیت تصاویر ایفا می‌کند. بنابراین بهسازی تصویر برای بهبود کیفیت تصاویر آندوسکوپی ضروری است. همچنین نویز موجود در تصاویر نیز پس از بهسازی کنتراست تصویر به‌طور قابل توجهی تقویت می‌شود.

با توجه به تعداد زیاد تصاویر به‌دست‌آمده از یک بیمار و شدت نویز متفاوت در هر تصویر، نیاز به رویکردی است که برای هر تصویر متناسب با شدت نویز تصویر، رفع نویز انجام گیرد. همچنین با توجه به اینکه دسترسی به تصاویر مرجع امکان‌پذیر نمی‌باشد، بنابراین به روشی نیاز است، که رفع نویز را بدون تصاویر مرجع انجام دهد.

سیستم بینایی انسان در ارزیابی یک تصویر توجه ویژه‌ای به بافت، رنگ و لبه‌های تصویر دارد. همچنین چشم انسان به نواحی با بافت هموار نسبت به نواحی با بافت ناهموار حساسیت بیشتری نشان می‌دهد. در واقع وجود نویز در نواحی هموار و ناهموار تصویر به یک میزان روی سیستم بینایی انسان تأثیرگذار نیستند و وجود نویز در نواحی هموار برای چشم انسان آزاردهنده‌تر از وجود نویز در نواحی با بافت ناهموار است. بنابراین با توجه به اینکه، حفظ کنتراست، لبه‌ها و جزئیات تصاویر و همچنین حفظ بافت و محتوای تصاویر برای تشخیص نوع بیماری‌ها حائز اهمیت است، پس به‌منظور رفع نویز تصاویر، می‌بایست رویکردی اتخاذ شود که مؤلفه‌های ذکرشده را بدون تغییر حفظ نموده و بهبود بخشد، بنابراین رفع نویز به‌صورت محلی و با توجه به بافت تصاویر انجام می‌شود. از این‌رو در روش پیشنهادی، ابتدا با توجه به اطلاعات بافت، تصویر به دو ناحیه هموار و ناهموار قطعه‌بندی می‌شود، سپس عملیات رفع نویز با استفاده از فیلتر انتشار ناهمگن با شدت متفاوت روی هر یک از دو ناحیه هموار و ناهموار اعمال می‌گردد [۱۵]. فلوچارت رفع نویز تصاویر در شکل ۷.۳ نمایش داده شده است.



شکل ۷.۳: فلوجارت کلی روش پیشنهادی

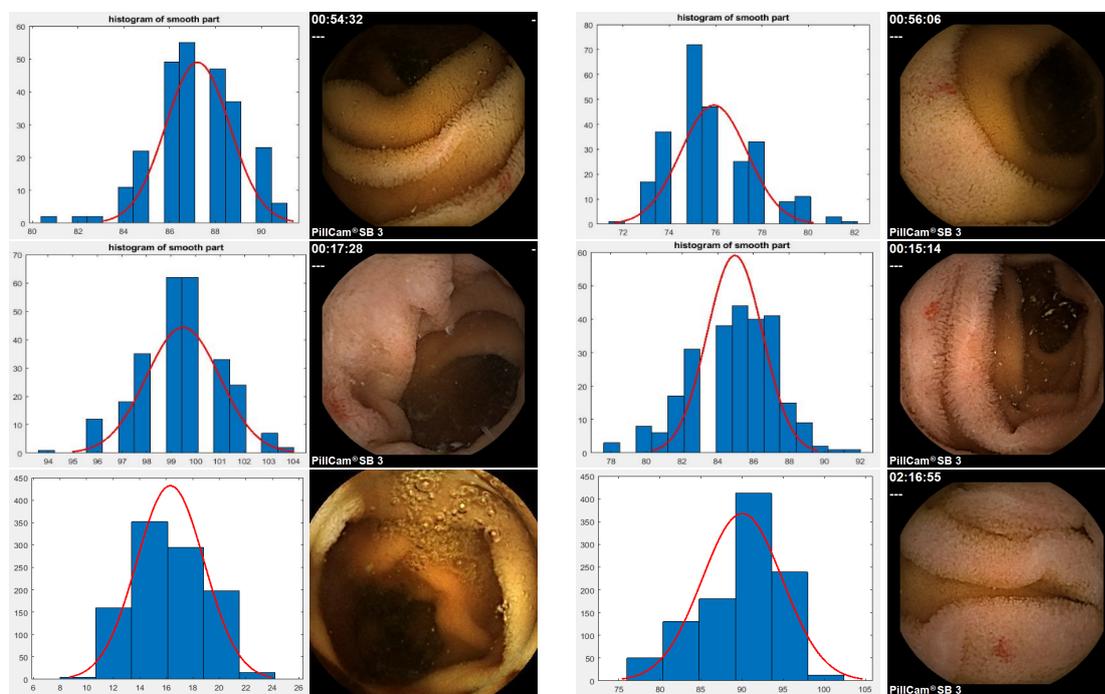
۱.۴.۳ تشخیص نوع نویز

اگرچه تصورات مبنی بر این است که مدل RGB با مدل فیزیولوژیکی چشم انسان مطابقت بیشتری دارد، اما چشم انسان تغییرات جزئی در فضای رنگی RGB را به صورت قابل توجهی تشخیص می‌دهد، این در حالی است که تغییرات جزئی در مؤلفه غلظت و یا شدت روشنایی را متوجه نمی‌شود. پس برای حذف نویز تصاویر، می‌توان از مدل رنگ‌هایی که غلظت و روشنایی تصاویر را تفکیک می‌کند استفاده نمود و حذف نویز را بر روی هر یک از این مؤلفه‌ها به طور جداگانه اعمال نمود، سپس تصویر حذف نویز شده را به مدل رنگ RGB تبدیل نمود [۱۰].

مدل YIQ برای بهره‌گیری از حساسیت بیشتر سیستم بینایی انسان به تغییرات روشنایی نسبت به تغییرات اصل رنگ یا اشباع طراحی شده است. بنابراین YIQ به عرض باند (یا در حالت رقمی، بیت‌های) بیشتری برای نمایش Y و عرض باند (یا بیت‌های) کمتری برای نمایش Q و I نیاز دارد. مدل YIQ یک مدل پرکاربرد در رفع نویز تصاویر است. مزیت اصلی این مدل رنگ، در پردازش تصویر، ناشی از این خاصیت است که اطلاعات روشنایی (Y) و اطلاعات رنگی (I و Q) ناهمبسته هستند. با توجه به اینکه روشنایی متناسب با مقدار نور دریافتی چشم

است، بنابراین اهمیت این ناهمبستگی در این است که اطلاعات رنگ تصویر را می‌توان بدون اثرگذاری بر مؤلفه روشنایی تصویر پردازش کرد. I و Q حاوی اطلاعات رنگ هستند به طوری که I اطلاعات رنگ آبی- نارنجی و Q اطلاعات رنگ بنفش- سبز را نگهداری می‌کند و چشم انسان به تغییرات آبی- نارنجی حساسیت بیشتری نسبت به تغییرات بنفش- سبز نشان می‌دهد، از این رو Q به پهنای باند کمتری در مقایسه با I نیاز دارد [۵۱]. بنابراین در روش پیشنهادشده، فرآیند حذف نویز روی مؤلفه Q پیاده‌سازی می‌شود. با این فرآیند رنگ‌های نسبی تصویر متأثر نمی‌شوند، همچنین خطی بودن تبدیلات و در نتیجه سادگی پیاده‌سازی آن از مزایای دیگر این مدل رنگ است.

پس از بهسازی بازه پویای تصاویر، برای تشخیص نوع نویز موجود در تصاویر، با توجه به اینکه در هموارترین ناحیه تصویر نویز بیشتر مشخص است، هموارترین ناحیه تصویر را یافته و برای این قسمت هیستوگرام ترسیم می‌شود. بنابراین به منظور قطعه‌بندی تصویر، ابتدا تصویر را به مدل رنگ YIQ تبدیل نموده سپس تصویر در مؤلفه Q قطعه‌بندی می‌شود. بدین منظور تصویر در مؤلفه Q مدل رنگ YIQ را به بلوک‌های ۱۶*۱۶ تقسیم نموده و واریانس هر بلوک محاسبه می‌شود، سپس هیستوگرام مربوط به بلوکی را که دارای کمترین واریانس یا به عبارتی هموارترین بلوک تصویر است را رسم نموده و با توجه به هیستوگرام مربوط به هموارترین ناحیه‌ی تصویر، نوع نویز تشخیص داده می‌شود. در شکل ۸.۳ چند نمونه تصویر و هیستوگرام مربوط به هموارترین قسمت هر تصویر در مؤلفه رنگ Q نشان داده شده است.



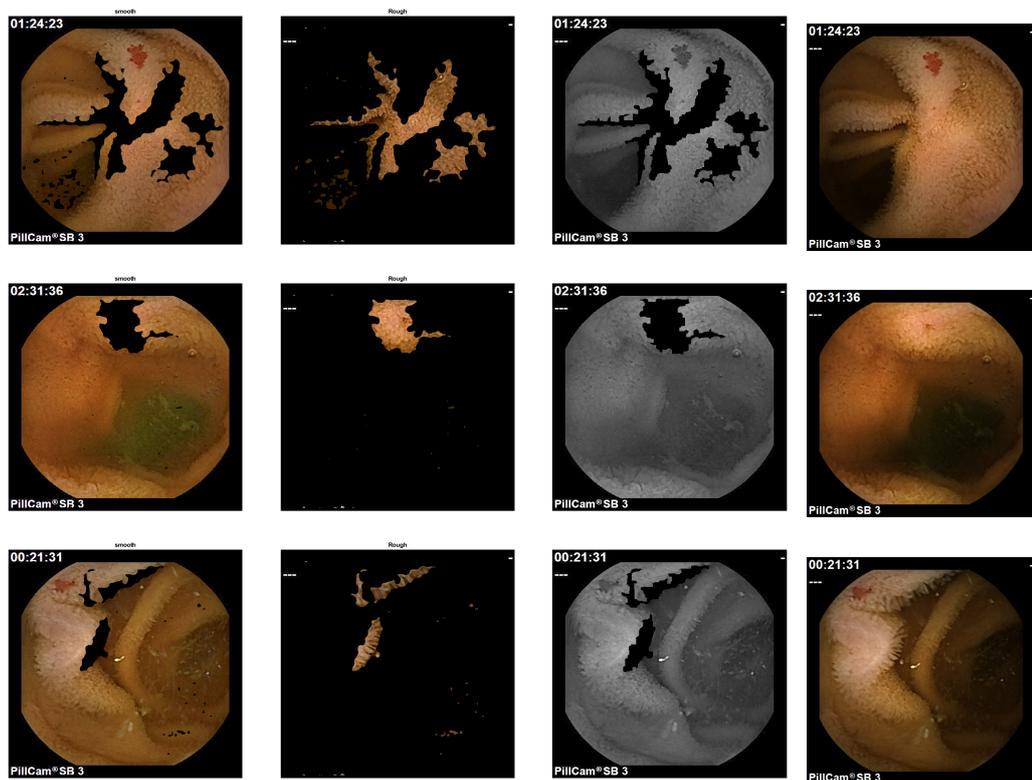
شکل ۸.۳: تصاویر و هیستوگرام مربوط به هموارترین ناحیه هر تصویر

همان‌طور که در شکل ۸.۳ نمایان است نویز موجود در تصاویر با توجه به شکل زنگوله‌ای بودن هیستوگرام تصاویر، نویز گوسی می‌باشد.

۲.۴.۳ رفع نویز با استفاده از فیلتر همومورفیک و فیلتر انتشار ناهمگن

همان‌طور که گفته شد، به‌منظور رفع نویز تصاویر می‌بایست از روشی استفاده شود که بدون نیاز به تصاویر مرجع، تصاویر را بهسازی نموده و همچنین لبه‌ها، جزئیات، بافت و محتوای تصاویر را حفظ نماید. بنابراین با توجه به تشخیص نوع نویز موجود در تصاویر به‌منظور بهسازی و رفع نویز تصاویر، همان‌طور که ذکر شد، براساس روش خدابخشی و همکاران [۵۰] تصاویر را با استفاده از قطعه‌بندی مبتنی بر بافت، به دو ناحیه هموار و ناهموار تقسیم نموده و سپس به‌منظور رفع نویز تصاویر از روش ارائه‌شده توسط خسروی و همکاران [۵۲] استفاده می‌شود.

به‌منظور قطعه‌بندی تصویر براساس روش خدابخشی و همکاران [۵۰]، همان‌طور که اشاره شد، ابتدا تصویر را به مدل رنگ YIQ تبدیل نموده سپس تصویر در مؤلفه Q قطعه‌بندی می‌شود. در شکل ۹.۳ بافت هموار و ناهموار چند نمونه تصویر نشان داده شده است.



(ا) تصویر اولیه (ب) قطعه‌بندی تصویر خاکستری (ج) نمایش بافت ناهموار تصویر (د) نمایش بافت هموار تصویر
 شکل ۹.۳: نمایش قطعه‌بندی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم

سپس در روش ارائه‌شده توسط خسروی و همکاران [۵۲]، با توجه به اینکه با استفاده از فیلتر انتشار ناهمگن، امکان تار شدن و از بین رفتن لبه‌های تصویر وجود دارد، بنابراین به‌منظور بهسازی کنتراست تصاویر و حفظ لبه‌ها و جزئیات تصاویر، با استفاده از فیلتر همومورفیک، مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی تصاویر را استخراج نموده که هر کدام به‌طور جداگانه دارای کنتراست بهتری نسبت به تصویر اصلی هستند و در نتیجه باعث تقویت لبه‌ها و حفظ جزئیات

تصویر بهسازی شده می‌شود. سپس به هر یک از مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی استخراج شده از تصویر به‌طور جداگانه فیلتر انتشار ناهمگن مناسب اعمال می‌شود.

بنابراین پس از قطعه‌بندی تصویر به دو ناحیه هموار و ناهموار، فیلتر همومورفیک را به هر یک از نواحی هموار و ناهموار اعمال نموده و مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی دو ناحیه هموار و ناهموار به دست می‌آید. سپس بر روی هر یک از مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی دو ناحیه حاصل، فیلتر انتشار ناهمگن پیاده‌سازی می‌شود. در نهایت دو مؤلفه روشنایی و انعکاسی رفع نویز شده به یکدیگر متصل می‌شود، سپس دو ناحیه هموار و ناهموار رفع نویز شده به یکدیگر متصل شده و تصویر بهسازی شده نهایی به دست می‌آید.

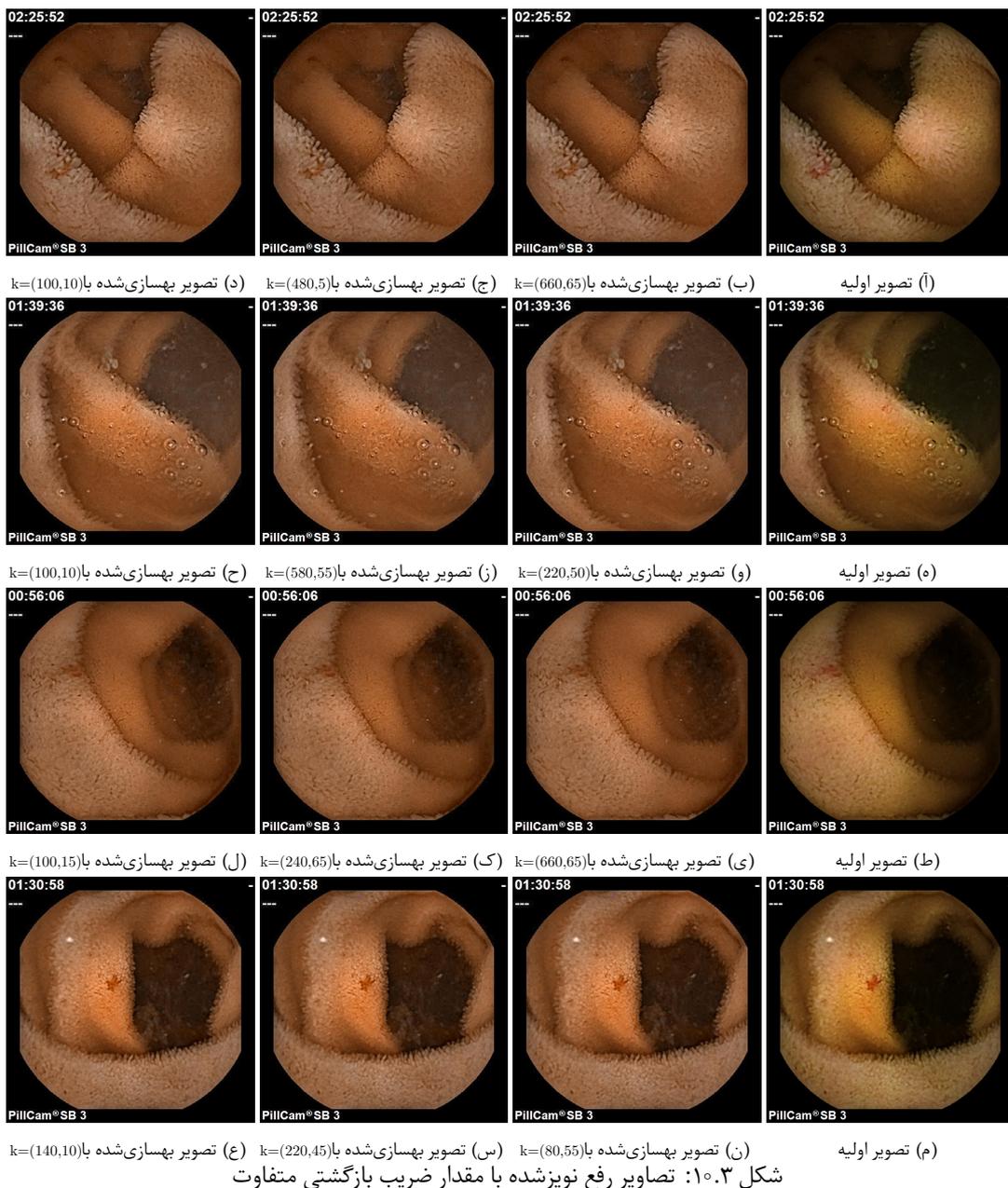
با توجه به اینکه برای رفع نویز از فیلتر انتشار ناهمگن استفاده می‌شود و همان‌طور که در فصل قبل بیان شد، ضریب بازگشتی k ، مؤلفه‌ای برای کنترل اثر ضریب نفوذ در معادله انتشار ناهمگن می‌باشد، هنگامی که مقدار ضریب بازگشتی بزرگ در نظر گرفته شود، باعث هموار شدن و در نتیجه از بین رفتن لبه‌های تصویر می‌شود و زمانی که این مقدار کوچک در نظر گرفته شود، حذف نویز به درستی انجام نمی‌شود؛ بنابراین با توجه به روش خدابخشی [۵۰]، مبنی بر اینکه دو مقدار متفاوت ضریب بازگشتی، روی دو ناحیه‌ی هموار و ناهموار تصویر اعمال می‌شود و مقدار ضریب بازگشتی کوچک برای نواحی هموار و مقدار ضریب بازگشتی بزرگ برای نواحی هموار در نظر گرفته می‌شود. در شکل ۱۰.۳، خروجی مربوط به بهسازی چندین تصویر با مقادیر ضریب بازگشتی متفاوت نشان داده شده است.

۳.۴.۳ تعیین مقدار ضریب بازگشتی

به‌منظور رفع نویز تصاویر، مقدار زوج ضریب بازگشتی هر تصویر متناسب با نواحی هموار و ناهموار تصویر انتخاب می‌شود. برای انتخاب زوج ضریب بازگشتی مناسب، تصاویر رفع نویز شده با مقدار ضریب بازگشتی متفاوت مورد بررسی قرار می‌گیرد.

با توجه به اینکه یکی از نوآوری‌های این پژوهش عدم ایجاد تغییر در رنگ تصویر اولیه است، بنابراین می‌بایست مناسب‌ترین مقدار زوج ضریب بازگشتی برای نواحی هموار و ناهموار هر تصویر، به‌صورت اتوماتیک تعیین شود، به‌طوری‌که تغییری در رنگ اصلی تصویر ایجاد نشود. بدین منظور با استفاده از معیار شباهت رنگ، مناسب‌ترین زوج ضریب بازگشتی برای هر تصویر مشخص می‌شود.

برای انتخاب بهترین زوج ضریب بازگشتی برای هر تصویر، ابتدا مقدار ضریب بازگشتی در محدوده (۵ و ۶۵) برای نواحی ناهموار با فاصله ۵ و در محدوده (۲ و ۶۶) برای نواحی هموار با فاصله ۲ هر تصویر در نظر گرفته می‌شود و به ازای هر یک از این مقادیر، نواحی هموار و ناهموار تصویر رفع نویز می‌شود. سپس تصویر رفع نویز شده به ازای هر یک از زوج ضریب‌های بازگشتی را به مدل رنگی که مؤلفه روشنایی را از مؤلفه رنگ جدا کند، تبدیل نموده و شباهت مؤلفه رنگ تصویر رفع نویز شده با مؤلفه رنگ تصویر اولیه بررسی می‌شود و تصویری که مؤلفه



رنگ آن دارای بیشترین شباهت به مؤلفه رنگ تصویر اولیه است، انتخاب می‌شود.

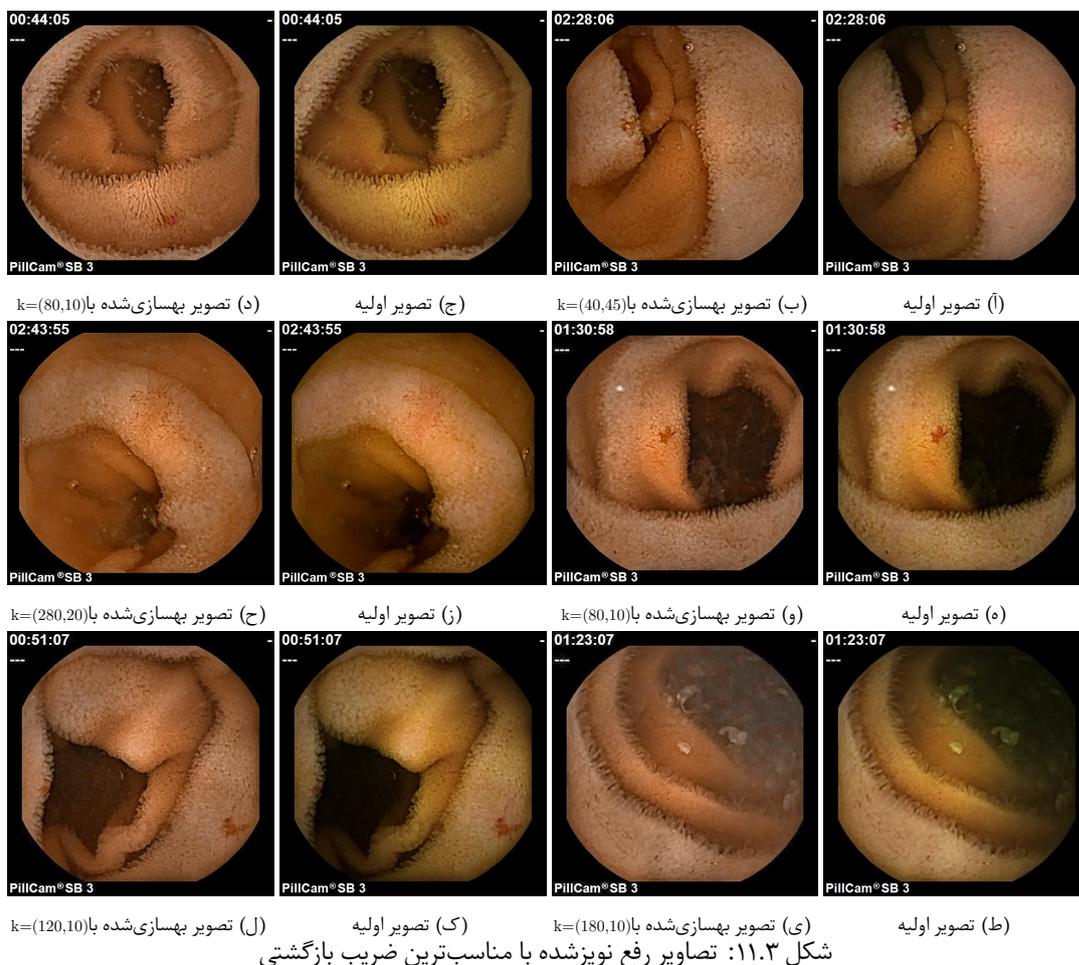
از مدل رنگ HSV، به دلیل اینکه مؤلفه شدت روشنایی را از اطلاعات حامل رنگ جدا می‌کند، استفاده می‌شود. بنابراین، تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده به این مدل رنگ تبدیل می‌شوند. سپس معیارهای شباهت روی مؤلفه H تصویر اولیه که در واقع بیانگر طول موج رنگ تصویر است و مؤلفه H تصویر رفع نویز شده مورد بررسی قرار می‌گیرد و تصویر با زوج ضریب بازگشتی که دارای بیشترین شباهت رنگ به مؤلفه رنگ تصویر اولیه است، انتخاب می‌شود.

معیارهایی که برای بررسی شباهت مؤلفه رنگ دو تصویر استفاده می‌شوند، عبارتند از:

همبستگی پیرسون^۱، فاصله اقلیدسی^۲، میانگین مربع خطا^۳، فاصله منهتن^۴ و فاصله چبیشف^۵ می‌باشند.

در روش پیشنهادی برای انتخاب زوج ضریب بازگشتی مناسب برای هر تصویر، ابتدا معیارهای ذکر شده مورد بررسی قرار گرفته و در صورتی که حداقل سه معیار ذکر شده، یک زوج ضریب بازگشتی را انتخاب می‌کردند، آن زوج به‌عنوان مناسب‌ترین ضریب بازگشتی برای رفع نویز تصویر انتخاب و تصویر با این زوج ضریب بازگشتی رفع نویز می‌شد. سپس با توجه به اینکه، کاهش زمان انتخاب مناسب‌ترین زوج ضریب بازگشتی برای هر تصویر حائز اهمیت می‌باشد، بنابراین از معیار فاصله منهتن، که ساده‌ترین و سریع‌ترین معیار برای اندازه‌گیری فاصله است، استفاده می‌شود.

در نهایت برای نمونه چندین تصویر رفع نویز شده با مناسب‌ترین زوج ضریب بازگشتی در شکل ۱۱.۳ نمایش داده شده است.



¹Pearson Correlation Coefficient

²Euclidean Distance

³Mean Squared Error

⁴Manhattan Distance

⁵Chebyshev Distance

۵.۳ جمع‌بندی

در این فصل، روش بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم و همچنین روش رفع نویز تصاویر ارائه شده است. در این روش برای بهسازی روشنایی و کنتراست تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم از روش اصلاح محلی گاما استفاده شده که کنتراست و روشنایی تصاویر را به صورت محلی بهسازی می‌کند. همچنین برای تشخیص نوع نویز، تصاویر را قطعه‌بندی نموده سپس هموارترین ناحیه تصویر را یافته و هیستوگرام مربوط به هموارترین ناحیه تصویر ترسیم شده است. برای رفع نویز تصاویر نیز با استفاده از قطعه‌بندی مبتنی بر بافت، تصاویر قطعه‌بندی شده سپس با استفاده از فیلتر همومورفیک، مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی تصویر استخراج شده و هر کدام به‌طور جداگانه با استفاده از فیلتر انتشار ناهمگن و ضریب بازگشتی متناسب با هر ناحیه رفع نویز شده است.

فصل ۴

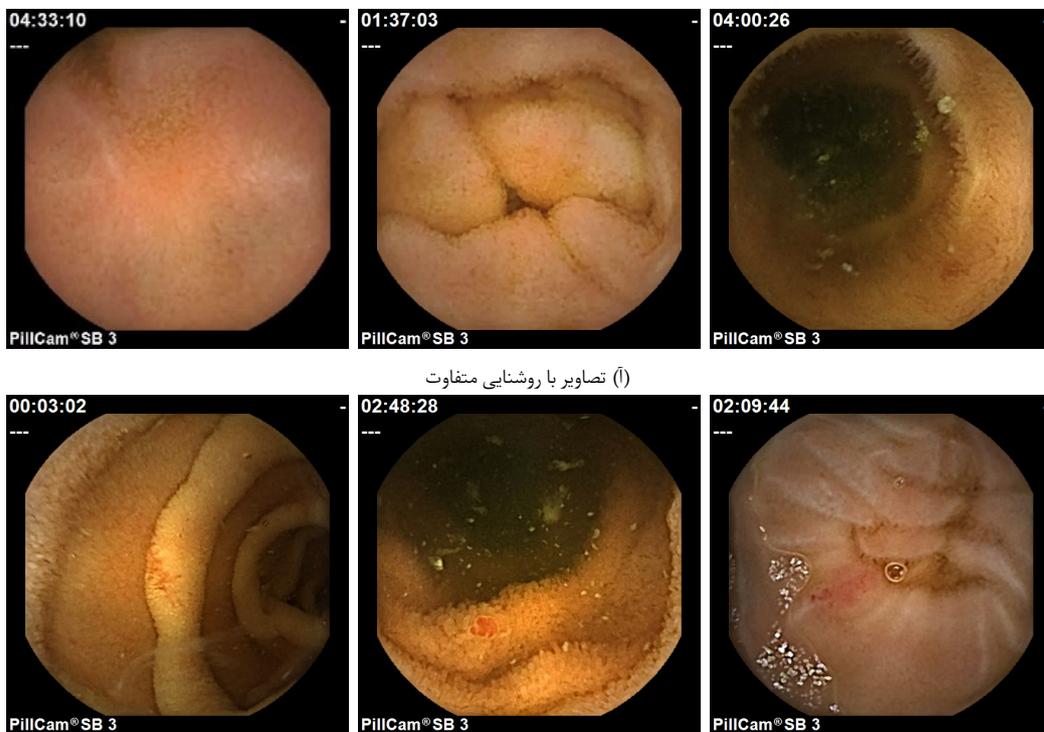
ارزیابی روش پیشنهادی و بررسی نتایج

۱.۴ مقدمه

در فصل قبل روشی برای بهسازی روشنایی و کنتراست تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم پیشنهاد شده است. در روش پیشنهادشده، نویز موجود در تصاویر با بررسی هموارترین ناحیه تصاویر شناسایی شده و به‌منظور رفع نویز تصاویر با استفاده از قطعه‌بندی مبتنی بر بافت، تصاویر قطعه‌بندی شده‌اند. سپس با استفاده از فیلتر همومورفیک تصاویر به دو مؤلفه روشنایی و انعکاسی تجزیه شده و با فیلتر انتشار ناهمگن و ضریب بازگشتی مناسب برای هر ناحیه تصاویر رفع نویز شده است. برای بررسی و ارزیابی روش پیشنهادشده نیاز به پایگاه داده و معیارهای ارزیابی مناسب می‌باشد. در این فصل ابتدا پایگاه داده مورد استفاده معرفی می‌شود. سپس معیارهای ارزیابی مورد نیاز برای سنجش روش پیشنهادی، به‌طور مختصر توضیح داده شده و روش پیشنهادی با این معیارها ارزیابی می‌شود. سپس روش‌های پیشنهادی دیگران بر روی پایگاه داده مذکور پیاده‌سازی شده و روش پیشنهادی با معیارهای ارزیابی ذکرشده سنجیده می‌شود. پس از آن روش پیشنهادی با روش دیگران با استفاده از معیارهای ارزیابی بررسی می‌شود. در نهایت جمع‌بندی ارزیابی نتایج و بررسی‌های انجام گرفته، بیان می‌شود.

۲.۴ پایگاه داده

به منظور ارزیابی روش پیشنهادی از پایگاه داده ارائه شده در [۵۳] استفاده شده است. در این پژوهش از پایگاه داده GIANA 2017 که شامل ۶۰۰ تصویر ضبط شده با کپسول آندوسکوپی بی سیم از روده کوچک با سایز ۲۵۶*۲۵۶ تا ۵۱۲*۵۱۲ است، استفاده شده است. با توجه به اینکه هدف این پژوهش بهسازی و رفع نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی است، بنابراین بدون اعمال هیچ گونه پیش پردازشی تصاویر موجود در این پایگاه داده بهسازی می شود، سپس نوع نویز موجود در تصاویر شناسایی شده و متناسب با شدت نویز موجود در هر تصویر، رفع نویز می شود. در شکل ۱.۴ چند نمونه تصویر از این پایگاه داده با روشنایی متفاوت و نویزی نمایش داده شده است.



(آ) تصاویر با روشنایی متفاوت

(ب) تصاویر نویزی

شکل ۱.۴: نمونه تصاویر پایگاه داده

۳.۴ معیار ارزیابی کیفیت تصویر

برای ارزیابی تصاویر روش هایی مورد نیاز است تا با استفاده از آن ها، به کیفیت بصری تصویر و همچنین عملکرد روش های رفع نویز و بهسازی تصاویر امتیاز داد. برای ارزیابی کیفیت تصاویر دو روش اساسی وجود دارد. در روش اول، که اصطلاحاً ارزیابی کیفی^۱ نامیده می شود، تصاویر

¹Subjective

با استفاده از ناظر انسانی، ارزیابی می‌شوند. اما این روش وقت‌گیر و پرهزینه است. روش دوم که در آن ارزیابی کیفیت تصاویر بدون دخالت انسان صورت می‌گیرد و از معیارهای کمی^۱ و عددی برای ارزیابی تصویر استفاده می‌شود، اصطلاحاً ارزیابی کمی نامیده می‌شود. هرچه این معیارهای کمی مناسب‌تر انتخاب شوند، نتیجه ارزیابی این روش کمی به روش کیفی نزدیک‌تر می‌شود. به عبارتی کیفیت تصاویر به‌گونه‌ای برآورد می‌شود که نتایج ارزیابی به معیار کیفی نزدیک باشد. در واقع هدف از ارزیابی کیفیت تصویر به‌صورت کمی، روش‌های عددی است که بتوانند کیفیت تصویر را به‌صورت خودکار و دقیق محاسبه کنند.

معیارهای کمی مناسب هستند که بتوانند به برآورد خوبی از ارزیابی انسان برسند، بدین منظور، لازم است که توانایی مدل کردن مشخصه‌ها و پارامترهای سیستم بینایی انسان را داشته باشند. سیستم بینایی انسان به ساختارهای موجود در تصویر حساس است و تغییراتی که ساختار تصویر را برهم نزنند قابل چشم‌پوشی است. بنابراین سیستم بهبود کیفیت، باید اطلاعات ساختاری را به‌عنوان یکی از مهم‌ترین اطلاعات در تصویر حفظ کند.

از آن جایی که هدف از روش پیشنهادی رفع نویز و بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم است، بنابراین ارزیابی کیفیت و اثربخشی روش ارائه‌شده برای کاهش نویز و بهبود کیفیت و کنتراست این تصاویر ضروری است. بدین منظور از معیار ارزیابی نسبت سیگنال به نویز^۲ (PSNR)، که شدت نویز موجود در تصویر را مشخص می‌کند، استفاده می‌شود. همچنین از معیارهای مبتنی بر ادراک انسان نیز استفاده شده است. از معیار شباهت ساختاری^۳ (SSIM)، معیار حفظ لبه^۴ (FOM)، معیار توزیع هیستوگرام^۵ (HSM) و میانگین خطای روشنایی^۶ (AMBR) استفاده می‌شود. پس از بررسی اینکه تصاویر به‌درستی رفع نویز شده‌اند، می‌بایست بافت و محتوای تصاویر ارزیابی شود. سپس با توجه به در دسترس نبودن تصاویر مرجع بدون نویز و سالم، از معیار ارزیابی بدون مرجع^۷ (NIQE) نیز استفاده می‌شود.

معیار شباهت رنگ

همان‌طور که در فصل قبل گفته شد، با توجه به اینکه عدم ایجاد تغییر در رنگ تصویر بهسازی شده حائز اهمیت می‌باشد، بنابراین به‌منظور انتخاب مناسب‌ترین زوج ضریب بازگشتی برای هر تصویر، از معیارهای فاصله ذکر شده استفاده می‌شود، تا شبیه‌ترین مؤلفه رنگ تصویر رفع نویز شده و تصویر اولیه پیدا شود. در زیر به ترتیب معیارهای شباهت مورد استفاده به اختصار توضیح داده شده است.

در تحلیل‌های چند متغیره آماری، شیوه‌های مختلف محاسباتی برای اندازه‌گیری وابستگی

¹Objective

²Peak Signal to Noise Ratio

³Structural Similarity Index Measure

⁴Figure of Merit

⁵Histogram Spread Measure

⁶Absolute Mean Brightness Error

⁷Natural Image Quality Evaluator

یا ارتباط بین دو متغیر تصادفی وجود دارد. منظور از ضریب همبستگی بین دو متغیر، قابلیت پیش‌بینی مقدار یکی برحسب دیگری است. به عبارتی برای محاسبه ارتباط بین دو متغیر، می‌بایست ضرایب همبستگی بین آن‌ها محاسبه شود.

در مباحث آماری، ضریب همبستگی پیرسون (Pearson Correlation)، میزان همبستگی خطی بین دو تصویر را می‌سنجد. مقدار این ضریب بین $[-1, 0]$ تغییر می‌کند و هرچه مقدار آن به یک نزدیک‌تر باشد وابستگی و همبستگی بین دو تصویر بیشتر است. ضریب همبستگی پیرسون بین دو تصویر طبق رابطه ۱.۴ تعریف می‌شود.

$$\rho_{X,Y} = \frac{cov(X,Y)}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{E[(X - \mu_X)(Y - \mu_Y)]}{\sigma_X \sigma_Y} \quad (1.4)$$

در این رابطه، cov کوواریانس بین دو تصویر X و Y است. σ_X انحراف معیار تصویر X ، μ میانگین تصویر و $E[.]$ امید ریاضی است.

در ریاضیات، فاصله اقلیدسی (Euclidean distance)، فاصله معمولی دو نقطه است که توسط قضیه فیثاغورس به دست می‌آید. با استفاده از معیار فاصله اقلیدسی، کوتاه‌ترین فاصله بین دو تصویر برطبق رابطه معروف فیثاغورس، محاسبه می‌شود. فاصله اقلیدسی بین دو تصویر به صورت رابطه ۲.۴ محاسبه می‌شود.

$$D_{EL}(p, q) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (p_i - q_i)^2} \quad (2.4)$$

در این رابطه p و q به ترتیب تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده است و D_{EL} فاصله اقلیدسی بین دو تصویر است و مقدار این معیار مثبت است.

از آنجایی که معیار فاصله با معیار شباهت رابطه عکس دارد، بدین معنی که هرچه فاصله کمتر باشد، شباهت دو تصویر بیشتر است و برعکس. بنابراین هرچه مقدار فاصله اقلیدسی کمتر باشد، بنابراین شباهت دو تصویر بیشتر است.

روش میانگین مربع خطا (MSE)، روشی برای برآورد میزان خطاست که در واقع تفاوت بین مقادیر تخمینی و آنچه تخمین زده شده است. این معیار دارای مقداری مثبت است و هرچه مقدار آن به صفر نزدیک‌تر باشد، نشان‌دهنده میزان خطای کمتر است و این معیار برحسب رابطه ۳.۴ تعریف می‌شود.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - Y_i)^2 \quad (3.4)$$

که در رابطه بالا، $(X_i - Y_i)$ مقدار مربع خطای تصاویر و $\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n\right)$ عمل میانگین‌گیری است.

فاصله‌ی منهتن (Manhattan Distance) ساده‌ترین معیار برای محاسبه‌ی فاصله است. اگر به‌جای مربع فاصله بین تصاویر، از قدرمطلق فاصله بین پیکسل‌های تصاویر استفاده شود، تابع فاصله را منهتن می‌نامند و طبق رابطه ۴.۴ تعریف می‌شود.

$$D_{man} = \sum_{i=1}^p |X_i - Y_i| \quad (4.4)$$

در رابطه بالا X تصویر اولیه، Y تصویر رفع نویز شده و p تعداد پیکسل‌های تصویر است. فاصله منهتن دو تصویر هر چه کمتر باشد شباهت دو تصویر بیشتر است. معیار شباهت چبیشف (Chebyshev Distance) یا معیار بیشینه، معیاری است برابر با حداکثر اختلافی که بین ویژگی‌های تصاویر وجود دارد. معیار شباهت چبیشف بین دو تصویر برحسب رابطه ۵.۴ محاسبه می‌شود.

$$D_{chebyshev}(p, q) = \max(|p_i - q_i|) \quad (5.4)$$

p و q به ترتیب تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده هستند. این معیار نیز هرچه مقدار آن به صفر نزدیک‌تر باشد شباهت دو تصویر بیشتر است. در جدول ۱.۴ مقادیر هر یک از معیارها برای چندین زوج ضریب بازگشتی یک تصویر نشان داده شده است. ستون آخر مقادیر هر یک از معیارها برای بهترین زوج ضریب بازگشتی تصویر مربوطه را نشان می‌دهد.

جدول ۱.۴: نمایش مقادیر معیار شباهت برای تصویر ۱۱۰ با زوج ضریب بازگشتی متفاوت

تصویر اولیه	بهبودی شده با ضریب بازگشتی (۴۲۰ و ۴۰)	بهبودی شده با ضریب بازگشتی (۵۰۰ و ۲۰)	بهبودی شده با ضریب بازگشتی (۳۰۰ و ۱۵)	بهبودی شده با ضریب بازگشتی (۱۰۰ و ۱۰)
همبستگی پیرسون	۰/۵۱۲۴	۰/۵۲۴۱	۰/۵۲۴۲	۰/۵۲۵۶
فاصله اقلیدسی	۵۹/۱۷۵۳	۵۷/۵۷۱۰	۵۷/۵۷۰۳	۵۷/۴۹۶۱
میانگین مربع خطا	۰/۰۰۳۵	۰/۰۰۳۳	۰/۰۰۳۳	۰/۰۰۳۳
فاصله منهتن	۱۴/۶۲۸۹	۱۴/۲۴۱۲	۱۴/۲۳۷۲	۱۴/۲۱۵۰
فاصله چبیشف	۰/۵۰۲۳	۰/۴۷۶۷	۰/۴۷۶۸	۰/۴۷۶۶

با توجه به اینکه معمولاً برای بررسی شباهت دو تصویر از معیارهای فاصله اقلیدسی و میانگین مربع خطا استفاده می‌شود و همان‌طور که در جدول بالا نمایان است، مقادیر مربوط به دو معیار فاصله اقلیدسی و میانگین مربع خطا برای تصاویر با زوج ضریب بازگشتی متفاوت

یکسان است و تغییر چندانی نکرده است، بنابراین برای انتخاب مناسب‌ترین ضریب بازگشتی نیاز به استفاده از معیارهای فاصله دیگر که شباهت دو مؤلفه رنگ را به‌طور دقیق و جزئی بررسی کند، احساس می‌شود. بدین منظور در این پژوهش علاوه بر این دو معیار فاصله، از معیارهای فاصله منهتن، معیار فاصله چبیشف و از همبستگی پیرسون استفاده شده است. در جدول ۲.۴ مقادیر برای تصویر دیگری با ضرایب بازگشتی متفاوت نشان داده شده است.

جدول ۲.۴: نمایش مقادیر معیار شباهت برای تصویر ۱۱۹ با زوج ضریب بازگشتی متفاوت

تصویر اولیه	بهسازی شده با ضریب بازگشتی (۳۰۰ و ۲۰)	بهسازی شده با ضریب بازگشتی (۲۲۰ و ۱۵)	بهسازی شده با ضریب بازگشتی (۳۸۰ و ۳۵)	بهسازی شده با ضریب بازگشتی (۸۰ و ۱۰)
همبستگی پیرسون	۰/۵۱۶۳	۰/۵۱۸۰	۰/۵۰۳۵	۰/۵۱۹۰
فاصله اقلیدسی	۵۸/۴۹۶۱	۵۸/۲۸۱۸	۶۰/۸۱۱۰	۵۷/۷۰۵۳
میانگین مربع خطا	۰/۰۰۳۴	۰/۰۰۳۴	۰/۰۰۳۷	۰/۰۰۳۳
فاصله منهتن	۱۷/۴۸۵۰	۱۷/۴۴۰۰	۱۸/۱۷۸۰	۱۷/۲۰۸۹
فاصله چبیشف	۰/۴۸۹۵	۰/۴۸۹۰	۰/۵۰۰۱	۰/۴۸۸۶

در نهایت پس از بررسی و استفاده از معیارهای فاصله ذکر شده، باتوجه به اینکه زمان بهسازی تصاویر در این پژوهش دارای اهمیت می‌باشد، بنابراین برای کاهش زمان انتخاب مناسب‌ترین زوج ضریب بازگشتی، از معیار فاصله منهتن استفاده نمودیم. پس از اینکه زوج ضریب بازگشتی مناسب برای تصاویر انتخاب شد، سپس می‌بایست تصاویر اصلاح شده را با معیارهای ارزیابی مناسب بررسی نمود.

معیار شباهت غیرساختاری

معیارهایی که در این دسته قرار می‌گیرند، روی ساختار تصویر تمرکز ندارند و پیکسل‌های تصاویر را نظیر به نظیر با هم مقایسه می‌کنند. معیار نسبت سیگنال به نویز (PSNR)، یکی از معیارهای غیرساختاری است. این معیار با میانگین‌گیری روی مربع اختلاف روشنایی هر پیکسل از تصویر اولیه با پیکسل مربوطه از تصویر رفع نویز شده طبق رابطه ۶.۴ محاسبه می‌شود.

$$PSNR(X, Y) = 10 \log_{10} \left(\frac{MAX^2}{\frac{1}{M*N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N ((X(i, j) - Y(i, j))^2)} \right) \quad (6.4)$$

در این رابطه، X تصویر مرجع، Y تصویر رفع نویز شده، M و N تعداد سطر و ستون تصویر و MAX بیشترین مقدار ممکن روشنایی یک پیکسل از تصویر را مشخص می‌کنند.

معيار شباهت ساختاری

روش‌های ساختاری منطبق بر عملکرد سیستم بینایی انسان هستند و توجه اصلی آن‌ها به ساختار محتوای تصویر است. معيار شباهت ساختاری (SSIM)، یکی از معیارهایی است که براساس ساختار تصاویر طبیعی ارائه شده است. با توجه به اینکه پیکسل‌ها در تصاویر، وابستگی زیادی به همسایه‌های خود دارند، بنابراین می‌توان اطلاعات مهمی را درباره ساختار تصاویر از این وابستگی‌ها استخراج نمود. پس این معيار، در واقع اطلاعات ساختاری دو تصویر را مورد مطالعه قرار می‌دهد و به صورت رابطه ۷.۴ تعريف می‌شود.

$$S(X, Y) = I(X, Y)^\alpha * c(X, Y)^\beta * s(X, Y)^\gamma = \left(\frac{2\mu_X\mu_Y + C_1}{\mu_X^2 + \mu_Y^2 + C_1} \right)^\alpha * \left(\frac{2\sigma_X\sigma_Y + C_2}{\sigma_X^2 + \sigma_Y^2 + C_2} \right)^\beta * \left(\frac{\sigma_{XY} + C_3}{\sigma_X\sigma_Y + C_3} \right)^\gamma \quad (7.4)$$

در این رابطه X و Y به ترتیب تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده می‌باشند. μ_X و σ_X میانگین و انحراف معيار تصویر اولیه، μ_Y و σ_Y میانگین و انحراف معيار تصویر رفع نویز شده و σ_{XY} همبستگی متقابل بین تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده است. همچنین C_1 ، C_2 و C_3 ، ثابت‌هایی کوچک و مثبت هستند که برای جلوگیری از ناپایداری محاسباتی در زمانی به کار می‌روند که مخرج کسر عدد کوچکی است. حتی اگر مقدار این سه ثابت برابر صفر انتخاب شود، این معيار باز هم عملکرد قابل قبولی دارد.

معيار SSIM در واقع ترکیب سه معيار متفاوت ارزیابی تصویر است. معيار اول ($I(X, Y)$) تابع روشنایی، که متوسط روشنایی بین دو تصویر را اندازه‌گیری می‌کند. معيار دوم ($c(X, Y)$)، تابع کنتراست، که نشان‌دهنده چگونگی شباهت بین تصاویر است. معيار سوم ($s(X, Y)$)، ضریب همبستگی بین دو تصویر اولیه و مرجع است، که وابستگی خطی بین دو تصویر را بیان می‌کند. بازه تغییرات این معيار [۱-] است و شباهت دو تصویر در صورتی که مقدار این معيار به عدد یک نزدیک‌تر باشد، بیشتر است.

معيار میزان حفظ لبه

از آن جایی که چشم انسان نسبت به لبه‌های تصویر حساس‌تر است. بنابراین، این معيار برای مقایسه دو تصویر، تنها لبه‌های دو تصویر را مورد بررسی قرار می‌دهد. این معيار طبق رابطه ۸.۴ تعريف می‌شود.

$$FOM(X, Y) = \frac{1}{MAX(B, C)} \sum_{i=1}^B \frac{1}{1 + \lambda d_i^X} \quad (8.4)$$

در این رابطه، B تعداد پیکسل‌های لبه در تصویر رفع نویز شده و C تعداد پیکسل‌های لبه در تصویر اولیه است. d_i فاصله اقلیدسی بین i امین پیکسل لبه پیدا شده و نزدیک‌ترین پیکسل

لبه در تصویر اولیه می‌باشد. مقدار ثابت λ در این رابطه برابر $1/9$ در نظر گرفته می‌شود. در این معیار، ابتدا با استفاده از یک الگوریتم لبه‌یاب قوی، لبه‌های تصویر استخراج می‌شوند. بدین منظور در این معیار از عملگر لبه‌یاب کنی^۱ برای یافتن لبه‌های هر دو تصویر اولیه و رفع نویز شده استفاده می‌شود. معیار ارزیابی FOM مقداری در محدوده $[0, 1]$ دارد و هرچه این مقدار، به عدد یک نزدیک‌تر باشد، در واقع لبه‌های تصویر به‌خوبی حفظ شده‌اند.

معیار توزیع هیستوگرام

معیاری برای ارزیابی کنتراست تصویر است و براساس هیستوگرام تصویر محاسبه می‌شود. معیار توزیع هیستوگرام، نسبت فاصله یک چهارم به دامنه هیستوگرام است و طبق رابطه ۹.۴ تعریف می‌شود.

$$HS = \frac{IQR}{R} \quad (9.4)$$

در این رابطه، IQR فاصله یک‌چهارم ($1/4$) در واقع به‌عنوان اختلاف بین سه‌چهارم ($3/4$) و یک‌چهارم ($1/4$) هیستوگرام است. مقدار $1/4$ و $3/4$ به معنی انبارک‌های^۲ هیستوگرام است که در آن هیستوگرام تجمعی به ترتیب 75% و 25% حداکثر مقدار را دارند. R بازه پویا مقادیر پیکسل‌ها است که در واقع اختلاف بین حداکثر و حداقل مقدار پیکسل‌ها است. مقدار این معیار در محدوده $[0, 1]$ است و برای تصاویر با کنتراست پایین، دارای مقدار کم و نزدیک به صفر است، در حالی که تصاویر با کنتراست بالا دارای مقدار بیشتر و نزدیک به یک است [۵۴].

معیار میانگین خطای روشنایی

معیار ارزیابی کمی برای اندازه‌گیری اختلاف بین روشنایی تصویر رفع نویز شده و تصویر اولیه استفاده می‌شود. در واقع میزان حفظ روشنایی، عملکرد روش بهسازی تصویر را ارزیابی می‌کند و طبق رابطه ۱۰.۴ تعریف می‌شود.

$$AMBE(x, y) = |E[y] - E[x]| \quad (10.4)$$

معیار میانگین خطای روشنایی در واقع قدرمطلق اختلاف امیدریاضی تصویر اولیه و امیدریاضی تصویر رفع نویز شده است. در این رابطه x و y به ترتیب تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده را نشان می‌دهد. $E[.]$ ، عملگر امیدریاضی است. هرچه مقدار معیار میانگین خطای روشنایی کمتر باشد، روشنایی تصویر بهتر حفظ شده است.

¹Canny

²Bin

۴.۴ معيار بررسی بافت و محتوای تصویر

پس از بررسی صحت رفع نویز تصویر، لازم به بررسی بافت و محتوای تصویر است که طی رفع نویز تصویر، در محتوا و بافت آن تغییری ایجاد نشده باشد. برای این منظور از معيار خسروی [۵۵]، مبنی بر اینکه با استفاده از تجزیه فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی^۱ تصویر ورودی به دو ماتریس پایه^۲ و ماتریس ضریب^۳ تجزیه می‌شود. سپس از ویژگی‌های آماری عوامل فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی برای اندازه‌گیری تأثیر نویز و رفع نویز، بر محتوای تصویر استفاده می‌شود، که در واقع از تلفیق دو معيار شباهت که عبارتند از معيار ارزیابی واریانس تصویر^۴ و معيار ارزیابی شدت روشنایی تصویر^۵، برای بررسی محتوای تصویر استفاده می‌شود. در این معيار تصویر اولیه با تصویر رفع نویز شده مقایسه شده است.

روش فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی، تصویر را به صورت ماتریسی مبتنی بر اجزا و جزئیات تجزیه می‌کند و شامل مقادیر مثبت و صفر می‌باشد. از طرفی با توجه به اینکه امکان دسترسی به تصویر اولیه به صورت جمع‌شونده وجود دارد، بنابراین از این روش که در واقع تجزیه مبتنی بر اجزا است، استفاده می‌شود. از ویژگی‌های ذکر شده فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی برای استخراج ویژگی‌های ساختاری نهفته یک تصویر استفاده می‌شود. همچنین از ویژگی‌های آماری فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی برای اندازه‌گیری تأثیر نویز و رفع نویز اعمال شده بر محتوای تصویر استفاده می‌شود.

در صورت عدم وجود هیچ‌گونه اطلاعاتی در مورد محتوای تصویر، می‌توان ویژگی‌های اولیه تصویر مانند لبه‌ها، گوشه‌ها، بافت‌های تصویر و ویژگی‌های آن‌ها مانند وضوح و کنتراست تصویر را به عنوان قسمت‌های اساسی تشکیل‌دهنده تصویر در نظر گرفت. با استفاده از فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی، می‌توان این جزئیات و ویژگی‌های اولیه تصویر را از طریق ماتریس پایه (W) و ماتریس ضریب حاصل (H) تجزیه کرد و اطلاعات پنهان در مورد جزئیات تصویر را طبق رابطه ۱۱.۴ به دست آورد.

$$X_{m \times n} \approx W_{m \times k} \times H_{k \times n} \quad (11.4)$$

از آن جایی که ویژگی‌های اولیه تصویر را می‌توان با گرادیان تصویر به طور کارآمد نشان داد بنابراین، گرادیان تصویر با محاسبه‌ی مشتق خطی از ماتریس پایه و ماتریس ضریب تخمین زده می‌شود. ابتدا تصاویر اولیه و رفع نویز شده را با فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی تجزیه نموده، سپس مشتقات جزئی عمودی و افقی به ترتیب از ماتریس پایه و ماتریس ضریب طبق رابطه ۱۲.۴ استخراج می‌شود.

¹Non-negative matrix factorization

²Basis Matrices

³Coefficient Matrices

⁴Assess the Similarity of Variances

⁵Assess the Similarity of Intensity of Illustration

$$\begin{cases} W'(x, y) = \partial_x W(x, y) = W(x + 1, y) - W(x, y) \\ H'(x, y) = \partial_y H(x, y) = H(x, y + 1) - H(x, y) \end{cases} \quad (12.4)$$

با بررسی تغییرات همبستگی بین دو ستون W و همچنین بین دو ردیف H ، می‌توان تخریب ساختار تصویر را ارزیابی کرد. به عبارتی با افزایش شدت تحریفات موجود در ساختار تصویر واریانس دو بردار کاهش می‌یابد. پس معیار ارزیابی شباهت واریانس که طبق رابطه ۱۳.۴ تعریف شده، استفاده می‌شود.

$$S_V = \frac{\text{diag}^T(C_{W^{(d)}}) \times \text{diag}(C_{H^{(d)}})}{\text{diag}^T(C_{W^{(r)}}) \times \text{diag}(C_{H^{(r)}})} \quad (13.4)$$

در این رابطه، $C_{W^{(d)}}$ و $C_{H^{(d)}}$ ماتریس‌های کوواریانس W و H تصویر رفع نویز شده، و $C_{W^{(r)}}$ و $C_{H^{(r)}}$ ماتریس‌های کوواریانس W و H تصویر اولیه است، تابع $\text{diag}(X)$ عناصر مورب ماتریس X را برمی‌گرداند و T به معنی ترانپوز ماتریس است. در این جا S_V ، به‌عنوان اولین معیار شباهت، یک ارزیابی کننده مثبت است که مقدار آن کمتر از یک است و هرچه مقدار آن به یک نزدیک‌تر باشد، نشان‌دهنده کیفیت بهتر تصویر آزمون است.

به‌منظور بهبود کارایی معیار اندازه‌گیری شباهت پیشنهاد شده، از بازه پویا^۱ مقادیر در بردارهای ستون W و بردارهای ردیف H استفاده شده و معیار دوم ارزیابی شباهت تحت عنوان ارزیابی شدت روشنایی به‌صورت رابطه ۱۴.۴ تعریف می‌شود.

$$S_R = \frac{R(W^{(d)}) \times R^T(H^{(d)})}{R(W^{(r)}) \times R^T(H^{(r)})} \quad (14.4)$$

در این رابطه $R(X)$ یک بردار سطری شامل بازه پویا هر ستون از ماتریس X است و به‌صورت $R(X) = \max(X) - \min(X)$ تعریف می‌شود. مقدار S_R نیز یک معیار مثبت است و مقدار آن کمتر از یک است.

در نهایت ساختار معیار ارزیابی شباهت، از تلفیق دو معیار شباهت، که عبارتند از معیار ارزیابی واریانس تصویر و معیار ارزیابی شدت روشنایی تصویر، برای بررسی محتوای تصویر، به‌صورت رابطه ۱۵.۴ تعریف می‌شود.

$$S = \left[\prod_{j=1}^M (S_V^j)^{\alpha_j} \right]^{\delta_V} \times \left[\prod_{j=1}^M (S_R^j)^{\beta_j} \right]^{\delta_R} \quad (15.4)$$

در این رابطه مقادیر مثبت α و β برابر یک در نظر گرفته می‌شود. تعداد مقیاس‌ها $M = 2$ است. پارامترهای وزن دهی δ_V و δ_R به‌منظور تعیین اهمیت دو معیار ارزیابی ذکر شده به‌صورت $\delta_V + \delta_R = 1$ در نظر گرفته شده، $\delta_V = 0.85$ و $\delta_R = 0.15$ تنظیم می‌شود.

¹Dynamic Range

از آن جایی که معيار ذکر شده شامل معيار شباهت برای ارزیابی واریانس و معيار شباهت برای ارزیابی شدت روشنایی است، پس هرچه مقدار این معيار به یک نزدیک تر باشد محتوا و بافت تصویر اصلی کمتر تغییر کرده و بافت تصویر رفع نویز شده به تصویر اصلی نزدیک تر است. با توجه به اینکه این معيار از تابع تجزیه فاکتورگیری ماتریس غیرمنفی برای تجزیه تصویر استفاده می کند و خروجی های آن به نوعی تصادفی هستند، بنابراین برای افزایش دقت برای هر تصویر مقدار این معيار برابر با میانگین ۲۰ تکرار بر روی هر تصویر محاسبه شده است [۵۵].

۵.۴ معيار ارزیابی تصویر بدون مرجع

یکی از مسائل مهم در ارزیابی کیفیت تصاویر، وجود یا عدم وجود تصویر مرجع برای مقایسه با تصویر رفع نویز شده است. در واقع با توجه به اینکه دسترسی به اصل تصاویر امکان پذیر نبوده و می بایست کیفیت یک تصویر را بدون داشتن تصویر مرجع برآورد کرد، بنابراین لازم است کیفیت تصاویر بهسازی شده با معيار ارزیابی بدون مرجع مورد ارزیابی قرار گیرد.

از نکات حائز اهمیت در مورد کپسول ها هزینه بالا و همچنین یکبار مصرف بودن هر کپسول می باشد. از طرفی، از هر ناحیه درون روده تنها یک تصویر موجود است و همچنین با توجه به کیفیت پایین دوربین، روشنایی نامناسب و وجود نویز در تصاویر، امکان دسترسی به تصویر مرجع بدون نویز و سالم امکان پذیر نمی باشد؛ بنابراین لزوم استفاده از معيار بدون مرجع برای ارزیابی تصاویر احساس می شود. در نتیجه برای بررسی ارزیابی کیفیت تصاویر بهسازی شده از معيار ارزیابی بدون مرجع میتال [۵۶] استفاده می شود. مبنی بر اینکه کیفیت تصویر را با حداقل اطلاعات قبلی از تصویر یا تصاویر تحریف شده ارزیابی می کند.

این معيار مبتنی بر ساخت مجموعه ای از ویژگی های آگاه از کیفیت^۱ و تطبیق آن ها با مدل گوسی چند متغیره^۲ است. ویژگی های آگاه کیفیت از مدل آماری حالت طبیعی^۳ به دست می آید؛ کیفیت تصویر آزمون، از محاسبه فاصله بین گوسی چند متغیره متناسب با ویژگی های آماری حالت طبیعی استخراج شده از تصویر آزمون و گوسی چند متغیره از ویژگی های آگاه از کیفیت استخراج شده از مجموعه تصاویر طبیعی به دست می آید.

به منظور ساخت مجموعه ای از ویژگی های آگاه از کیفیت، از ویژگی های آماری حالت طبیعی که از ناحیه هایی از تصویر استخراج شده، استفاده می شود. بنابراین طبق رابطه ۱۶.۴ ضرایب تصویر محاسبه می شود.

$$\hat{I}(i, j) = \frac{I(i, j) - \mu(i, j)}{\sigma(i, j) + 1} \quad (16.4)$$

¹Quality Aware

²Multivariate Gaussian (MVG)

³Natural Scene Statistic (NSS)

در این رابطه $i \in \{1, 2, \dots, M\}$ و $j \in \{1, 2, \dots, N\}$ است به طوری که M و N ابعاد تصویر هستند. μ و σ به ترتیب میانگین محلی و کنتراست هستند، که به صورت روابط ۱۷.۴ و ۱۸.۴ محاسبه می شوند.

$$\mu(i, j) = \sum_{k=-K}^K \sum_{l=-L}^L \omega_{k,l} I(i+k, j+l) \quad (17.4)$$

$$\sigma(i, j) = \sqrt{\sum_{k=-K}^K \sum_{l=-L}^L \omega_{k,l} [I(i+k, j+l) - \mu(i, j)]^2} \quad (18.4)$$

به طوری که μ و σ به ترتیب میانگین محلی و کنتراست است و ω یک تابع توزین گوسی متقارن دو بعدی^۱ است که به اندازه واحد تغییر می یابد. در این رابطه $K = L = 3$ است. ضرایب حاصل از رابطه ۱۶.۴ از تصاویر طبیعی که تحریف ظاهری کمی داشته اند یا هیچ تحریف و اعوجاج آشکاری نداشته اند، به دست آمده اند. در واقع این روش از ویژگی های آماری حالت طبیعی تصاویر طبیعی و بدون نویز استفاده می کند.

حال این موضوع مطرح می شود که این ویژگی ها مربوط به چه نواحی از تصاویر است. تصویر به نواحی $P \times P$ تقسیم می شود و سپس ویژگی های خاص آماری حالت طبیعی، از ضرایب هر ناحیه محاسبه می شود. با توجه به اینک سیستم بینایی انسان نسبت به نواحی واضح و شفاف تصویر، حساس تر است و با دقت بیشتری این نواحی را ارزیابی می کند، فقط یک زیرمجموعه از نواحی انتخاب می شود. بنابراین به منظور انتخاب نواحی واضح و شفاف تصویر که دارای اطلاعات غنی تری هستند و احتمال تحریف و اعوجاج در آن ها کمتر است و برای تعیین کمیت وضوح و شفافیت هر ناحیه و انتخاب مناسب ترین مجموعه از نواحی تصویر، از بخش های مختلف تصویر واریانس گرفته می شود. سپس از این زیرمجموعه نواحی برای ساخت مدلی از ویژگی های بخش های تصویر طبیعی استفاده می شود. پس نواحی با اندازه $P \times P$ با نام های $b=1, 2, \dots, B$ در نظر گرفته شده و میانگین انحراف محلی^۲ هر یک از قسمت های نام گذاری شده بر حسب رابطه ۱۹.۴ محاسبه می شود.

$$\delta(b) = \sum_{(i,j) \in patchb} \sigma(i, j) \quad (19.4)$$

در این رابطه δ نمایانگر شفافیت و وضوح هر ناحیه تصویر است. پس از یافتن وضوح و شفافیت هر بخش از تصویر، نواحی که دارای وضوح بیشتر از حد آستانه $T > \sigma$ هستند، انتخاب می شوند. حد آستانه T از p به عنوان حداکثر مقدار وضوح و

¹2D Circularly-Symmetric Gaussian Weighting

²Average Local Deviation

شفافیت نواحی تصویر انتخاب شده است. در این روش مقدار $p = 0/75$ در نظر گرفته شده است.

پس از انتخاب مجموعه‌ای از نواحی تصاویر طبیعی، مشخصات هر تصویر با ویژگی‌های آگاه از کیفیت NSS محاسبه شده از نواحی انتخاب شده مشخص می‌شود. با توجه به اینکه توزیع کلی گوسی به‌طور مؤثری رفتار ضرایب تصویر طبیعی و تحریف شده را نشان می‌دهد، بنابراین ضرایب با توزیع گوسی تعمیم یافته نامتقارن^۱ مدل می‌شوند تا ویژگی‌های NSS تصویر استخراج شود.

ضرایب هر ناحیه را در چهار جهت مجاور آن، در جهت‌های افقی، عمودی و مورب به‌صورت رابطه ۲۰.۴ محاسبه می‌شود.

$$\hat{I}(i, j)\hat{I}(i, j + 1), \hat{I}(i, j)\hat{I}(i + 1, j), \hat{I}(i, j)\hat{I}(i + 1, j + 1), \hat{I}(i, j)\hat{I}(i + 1, j - 1) \quad (20.4)$$

سپس ضرایب همسایگی حاصل با توزیع گوسی تعمیم یافته نامتقارن (AGGD) طبق رابطه ۲۱.۴ مدل می‌شوند.

$$f(x; \gamma, \beta_l, \beta_r) = \begin{cases} \frac{\gamma}{(\beta_l + \beta_r)\Gamma(\frac{1}{\gamma})} \exp(-(\frac{-x}{\beta_l})^\gamma), & \forall x \leq 0 \\ \frac{\gamma}{(\beta_l + \beta_r)\Gamma(\frac{1}{\gamma})} \exp(-(\frac{-x}{\beta_r})^\gamma), & \forall x \geq 0 \end{cases} \quad (21.4)$$

در این رابطه $\Gamma(x) = \int_0^\infty t^{x-1} e^{-t} dt$ تابع گاما است و x ویژگی به‌دست آمده، $\alpha > 0$ ساختار پارامتر و $\beta_r > 0$ و $\beta_l > 0$ به ترتیب پارامتر مقیاس سمت چپ و سمت راست است. همه ویژگی‌ها در دو مقیاس محاسبه می‌شوند، تا رفتار چند مقیاس در تصویر به‌دست آید. با استفاده از مدل گوسی چند متغیره ویژگی‌های NSS محاسبه شده ساده‌سازی می‌شود، بنابراین ویژگی‌های محاسبه شده از تصاویر طبق رابطه ۲۲.۴ مدل می‌شود.

$$f_X(x_1, \dots, x_k) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{k}{2}} |\Sigma|^{\frac{1}{2}}} \times \exp(-\frac{1}{2}(x - \nu)^T \Sigma^{-1}(x - \nu)) \quad (22.4)$$

به‌طوری که در رابطه بالا (x_1, \dots, x_k) ویژگی‌های NSS و ν ، Σ نمایانگر ماتریس میانگین و کوواریانس مدل گوسی چند متغیره است. برای محاسبه ویژگی‌های آگاه از کیفیت NSS از یک مجموعه متنوع از ۱۲۵ تصویر طبیعی با اندازه‌های مختلف از 320×480 تا 720×1280 انتخاب شده است.

ویژگی‌های NSS تصویر آزمون، از نواحی با اندازه P*P که در این پژوهش 64×64 تنظیم شده، محاسبه می‌شود. سپس ویژگی‌های تصویر آزمون نیز با مدل چند متغیره گوسی مدل می‌شود.

¹Asymmetric Generalized Gaussian Distribution (AGGD)

سرانجام، کیفیت تصویر آزمون، به عنوان فاصله بین ویژگی‌های آگاه از کیفیت NSS و مدل چند متغیره گوسی ویژگی‌های استخراج شده از تصویر آزمون طبق رابطه ۲۳.۴ بیان می‌شود. در این رابطه ν_1 و ν_2 به ترتیب میانگین بردار مدل گوسی چند متغیره ویژگی‌های NSS و میانگین بردار مدل گوسی چند متغیره ویژگی‌های تصویر آزمون است، Σ_1 و Σ_2 به ترتیب کواریانس مدل گوسی چند متغیره طبیعی و مدل گوسی چند متغیره تصویر آزمون است.

$$D(\nu_1, \nu_2, \Sigma_1, \Sigma_2) = \sqrt{((\nu_1 - \nu_2)^T (\frac{\Sigma_1 + \Sigma_2}{2})^{-1} (\nu_1 - \nu_2))} \quad (23.4)$$

این معیار، کیفیت تصویر را بدون اطلاع از تحریفات پیش‌بینی شده یا نظرات انسانی درباره آن‌ها ارزیابی می‌کند. کیفیت تصویر تحریف شده به عنوان یک معیار فاصله ساده بین مدل آماری و تصویر تحریف شده بیان می‌شود. مقدار این معیار هرچه به یک نزدیک‌تر باشد و در واقع مقدار آن کمتر باشد، تصویر دارای نویز کمتر و کنتراست بهتری می‌باشد.

۶.۴ بررسی نتایج روش پیشنهادی

همان‌طور که در فصل قبل توضیح داده شد، اگرچه تصورات مبنی بر این است که مدل RGB با مدل فیزیولوژیکی چشم انسان که سلول‌های مخروطی آن هر کدام به یک رنگ خاصی حساس است، مطابقت بیشتری دارد، اما در برخی موارد استفاده از روش‌های پردازش تصاویر رنگی مدل RGB باعث ایجاد نتایج ناخواسته می‌شود. روش‌های بهبود لبه‌های تصویر در فضاها رنگی که شدت روشنایی (مقدار شدت روشنایی پیکسل) را از اطلاعات رنگی جدا می‌کند، کارایی بیشتری دارند. اعمال الگوریتم‌های تیزسازی یا هموار کردن لبه‌ها بر روی تصاویر با فضای رنگی RGB باعث شیفت پیدا کردن سطوح رنگی یا به عبارتی تغییر در رنگ اصلی تصویر می‌شوند. چشم انسان به تغییرات جزئی در فضای رنگی RGB که توسط الگوریتم‌های تیز کردن و هموار کردن ایجاد می‌شوند، بسیار حساس است و تغییرات جزئی در فضای رنگی RGB را به صورت قابل توجهی تشخیص می‌دهد. این در حالی است که تغییرات جزئی در مؤلفه اشباع و یا شدت روشنایی را متوجه نمی‌شود. تبدیلات خطی را می‌توان در فضای رنگی RGB بر روی هر مؤلفه R، G و B به طور جداگانه اعمال کرد، اما نمی‌توان تبدیلات غیرخطی مانند همسان‌سازی هیستوگرام تصویر و رفع نویز را در فضای رنگی RGB انجام داد. در صورتی که نیاز به اعمال عملیات غیرخطی بر روی تصاویر باشد، ابتدا باید تصاویر رنگی از فضای رنگی RGB به فضای رنگی HSV یا YIQ تبدیل شوند. سپس در این فضا عملیات غیرخطی روی مؤلفه‌ی شدت روشنایی (value) اعمال شود که البته می‌توان روی مؤلفه‌ی غلظت هم عملیات را انجام داد اما نباید تبدیلاتی روی مؤلفه طول موج رنگ انجام شود. برای حذف نویز تصاویر، تصویر نویزی را به مدل‌های رنگ HSV و YIQ تبدیل نموده، سپس مؤلفه روشنایی یا غلظت این مدل رنگ‌ها حذف نویز شده و در پایان تصویر حذف نویز شده به مدل رنگ RGB تبدیل

می‌شود. مدل YIQ برای بهره‌گیری از حساسیت بیشتر سامانه‌ی بینایی انسان به تغییرات روشنایی نسبت به تغییرات اصل رنگ یا اشباع طراحی گردید. بنابراین YIQ به عرض باند (یا در حالت رقمی، بیت‌های) بیشتری برای نمایش Y و عرض باند (یا بیت‌های) کمتری برای نمایش Q و I نیاز دارد. علاوه بر اینکه مدل YIQ یک مدل پرکاربرد است، مزیت اصلی آن در پردازش تصویر ناشی از این خاصیت است که اطلاعات روشنایی (Y) و اطلاعات رنگی (Q و I) ناهمبسته هستند. بنابراین اهمیت این ناهمبستگی در این است که مؤلفه غلظت رنگ را می‌توان بدون اثرگذاری بر روشنایی تصویر پردازش کرد. I و Q حاوی اطلاعات رنگ هستند، به طوری که I اطلاعات رنگ آبی- نارنجی و Q اطلاعات رنگ بنفش- سبز را نگهداری می‌کند و چشم انسان به تغییرات آبی- نارنجی حساسیت بیشتری نسبت به تغییرات بنفش- سبز نشان می‌دهد. همچنین I بیانگر طول موج رنگ و Q غلظت رنگ است و بنابراین فرآیند حذف نویز روی مؤلفه Q پیاده‌سازی می‌شود. با این فرآیند، رنگ‌های نسبی تصویر متأثر نمی‌شوند و همچنین خطی بودن تبدیلات و در نتیجه سادگی پیاده‌سازی، آن را به گزینه‌ای مناسب برای پردازش تصاویر رنگی تبدیل کرده است. از این روش رفع نویز پیشنهادی بر روی تمامی مدل رنگ‌ها و تک تک مؤلفه‌های غلظت و یا روشنایی به‌طور جداگانه بررسی شد و در شکل ۲.۴ خروجی مربوط به چندین رنگ مختلف نمایش داده شده است.

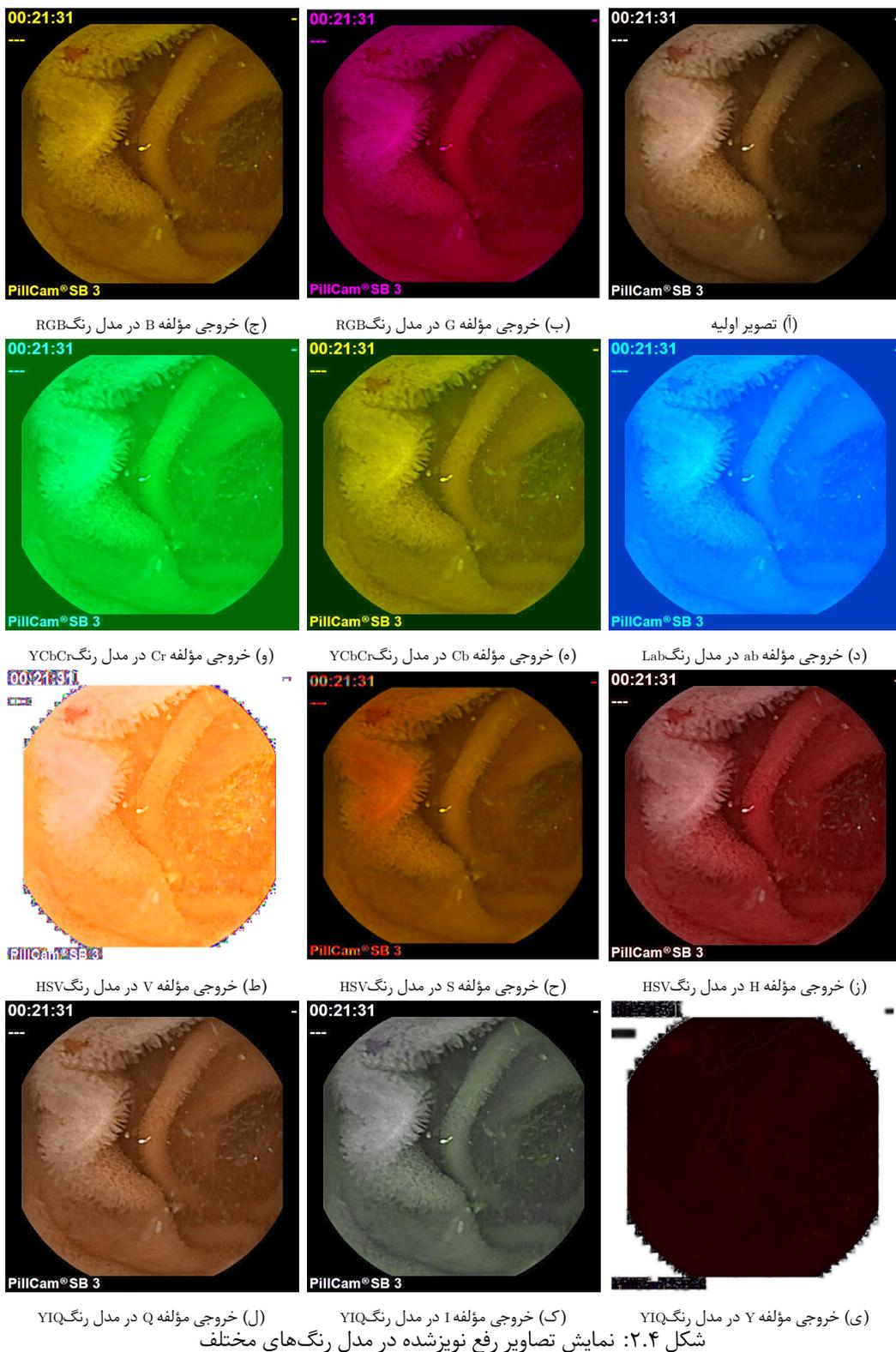
همان‌طور که از نتایج و توضیحات بیان شده مشخص است، مؤلفه Q مدل رنگ YIQ بهترین خروجی را دارا می‌باشد.

به‌منظور بررسی اینکه تصاویر به‌درستی رفع نویز شده‌اند، از معیارهای ساختاری SSIM و FOM و معیارهای بررسی کنتراست و روشنایی تصویر AMBE و HSM استفاده شده است. در معیارهای ساختاری، معیار AMBE، تصویر رفع نویز شده با تصویر اولیه مقایسه شده و نتایج در جدول ۳.۴ نشان داده شده است.

جدول ۳.۴: مقادیر معیارهای ارزیابی برای تصاویر مختلف رفع نویز شده

تصاویر به‌سازی شده						
تصویر ۱	تصویر ۱۱۰	تصویر ۱۱۹	تصویر ۱۰۸	تصویر ۱۷۶		
۰/۸۵۸۴	۰/۸۰۳۶	۰/۹۳۷۱	۰/۷۶۴۰	۰/۹۰۵۶	FOM	معیار ارزیابی
۰/۹۴۳۸	۰/۹۳۴۶	۰/۹۵۱۹	۰/۸۹۲۹	۰/۸۸۹۰	SSIM	
۷/۱۷۲۸	۵/۶۸۹۲	۷/۶۷۱۵	۱۱/۹۳۱۷	۹/۵۵۳۷	AMBE	

همان‌طور که گفته شد، در ارزیابی تصاویر، هر چه مقدار معیار FOM به یک نزدیک‌تر باشد، لبه‌های تصویر به‌خوبی حفظ شده است و نتایج موجود در جدول ۳.۴ نشان می‌دهد که روش مورد استفاده لبه‌های تصویر را که یکی از اهداف اصلی ما برای به‌سازی تصویر است، به‌خوبی حفظ کرده‌اند. هرچه مقدار معیار SSIM به یک نزدیک‌تر باشد، شباهت دو تصویر بهم بیشتر



می‌باشد و در واقع در این روش بهسازی بدون تغییر در ساختار اصلی تصویر انجام گرفته است. هرچه مقدار معیار AMBE کمتر باشد، تصویر دارای روشنایی مناسب است. در جدول ۴.۴ نیز مقادیر مربوط به معیار HSM برای تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده نمایش داده شده است. همان‌طور که در جدول ۴.۴ نمایان است، مقدار معیار HSM برای تصویر رفع نویز شده

جدول ۴.۴: مقدار معیار ارزیابی HSM تصویر اولیه و تصویر رفع نویز شده

تصویر ۱۱۰		تصویر ۱۱۹		تصویر ۱۰۸		تصویر ۱۷۶		HSM
تصویر بهسازی شده	تصویر اولیه	تصویر بهسازی شده	تصویر اولیه	تصویر بهسازی شده	تصویر اولیه	تصویر بهسازی شده	تصویر اولیه	
۰/۴۳۳۵	۰/۳۹۲۲	۰/۴۳۱۴	۰/۳۷۶۵	۰/۳۹۴۳	۰/۳۲۹۴	۰/۴۱۱۸	۰/۳۵۶۹	

بیشتر از تصویر اولیه است و هرچه مقدار معیار HSM به یک نزدیکتر باشد، تصویر دارای کنتراست بالاتری بوده و مقادیر معیارهای AMBE و HSM که در جدول ۳.۴ و ۴.۴ موجود است، نشان می‌دهد که کنتراست و روشنایی تصاویر نسبت به تصویر اولیه به‌خوبی بهسازی شده است.

پس از بررسی صحت رفع نویز تصویر، لازم به بررسی بافت و محتوای تصویر است که طی رفع نویز تصویر، در محتوا و بافت تصویر تغییری ایجاد نشده باشد. برای این منظور از معیار خسروی [۵۵]، استفاده می‌شود. برای استفاده از این معیار، تصویر اولیه با تصویر رفع نویز شده مقایسه شده است. از آنجایی که معیار ذکر شده شامل معیار شباهت برای ارزیابی واریانس و معیار شباهت برای ارزیابی شدت روشنایی است، پس هرچه مقدار این معیار به یک نزدیکتر باشد محتوا و بافت تصویر اصلی کمتر تغییر کرده و بافت تصویر رفع نویز شده به تصویر اصلی نزدیکتر است. مقدار این معیار برای تصاویر اولیه، تصاویر بهسازی شده کنتراست و تصاویر رفع نویز شده نهایی برای چند نمونه تصویر در جدول ۵.۴ نشان داده شده است.

جدول ۵.۴: مقدار معیار ارزیابی خسروی

معیار ارزیابی خسروی [۵۵]			
عنوان تصاویر	تصویر اولیه	تصویر بهسازی شده کنتراست	تصویر رفع نویز شده
تصویر ۱	۰/۹۵۲۱	۰/۹۲۲۱	۰/۹۳۵۸
تصویر ۶	۰/۹۵۶۸	۰/۹۲۴۵	۰/۹۴۳۲
تصویر ۳۴	۰/۹۶۸۱	۰/۹۳۹۰	۰/۹۵۹۷
تصویر ۱۱۸	۰/۹۷۶۷	۰/۹۰۴۵	۰/۹۴۳۲
تصویر ۱۲۶	۰/۹۶۶۷	۰/۸۸۶۵	۰/۹۳۴۲
تصویر ۱۷۵	۰/۹۵۴۳	۰/۹۳۳۴	۰/۹۴۴۲

برای هر یک از تصاویر ذکر شده، تصویر اولیه به‌عنوان تصویر مرجع استفاده شده و مقادیر این معیار برای هر یک از تصاویر اولیه، تصاویر بهسازی شده کنتراست و تصاویر رفع نویز شده

از مقایسه با تصویر اولیه که به عنوان تصویر مرجع در نظر گرفته شده است به دست می آید. بنابراین در روش پیشنهادی، همان طور که از نتایج مربوط به جدول ۵.۴ نمایان است، بافت و محتوای تصاویر بهسازی شده کنتراست و تصاویر رفع نویز شده نسبت به تصویر اولیه تغییر کرده، ولی بافت و محتوای تصاویر رفع نویز شده نهایی نسبت به تصاویر بهسازی شده کنتراست دارای تغییرات کمتری می باشد.

با توجه به اینکه امکان دسترسی به تصویر مرجع بدون نویز امکان پذیر نمی باشد؛ بنابراین، به منظور ارزیابی کیفیت تصاویر بهسازی شده از معیار ارزیابی بدون مرجع [۵۶] استفاده می شود. عملکرد این معیار مبنی بر اینکه کیفیت تصویر را با کمترین اطلاعات قبلی از تصویر یا تصاویر تحریف شده ارزیابی می کند. در جدول ۶.۴ مقدار این معیار برای چندین نمونه تصویر نشان داده شده است.

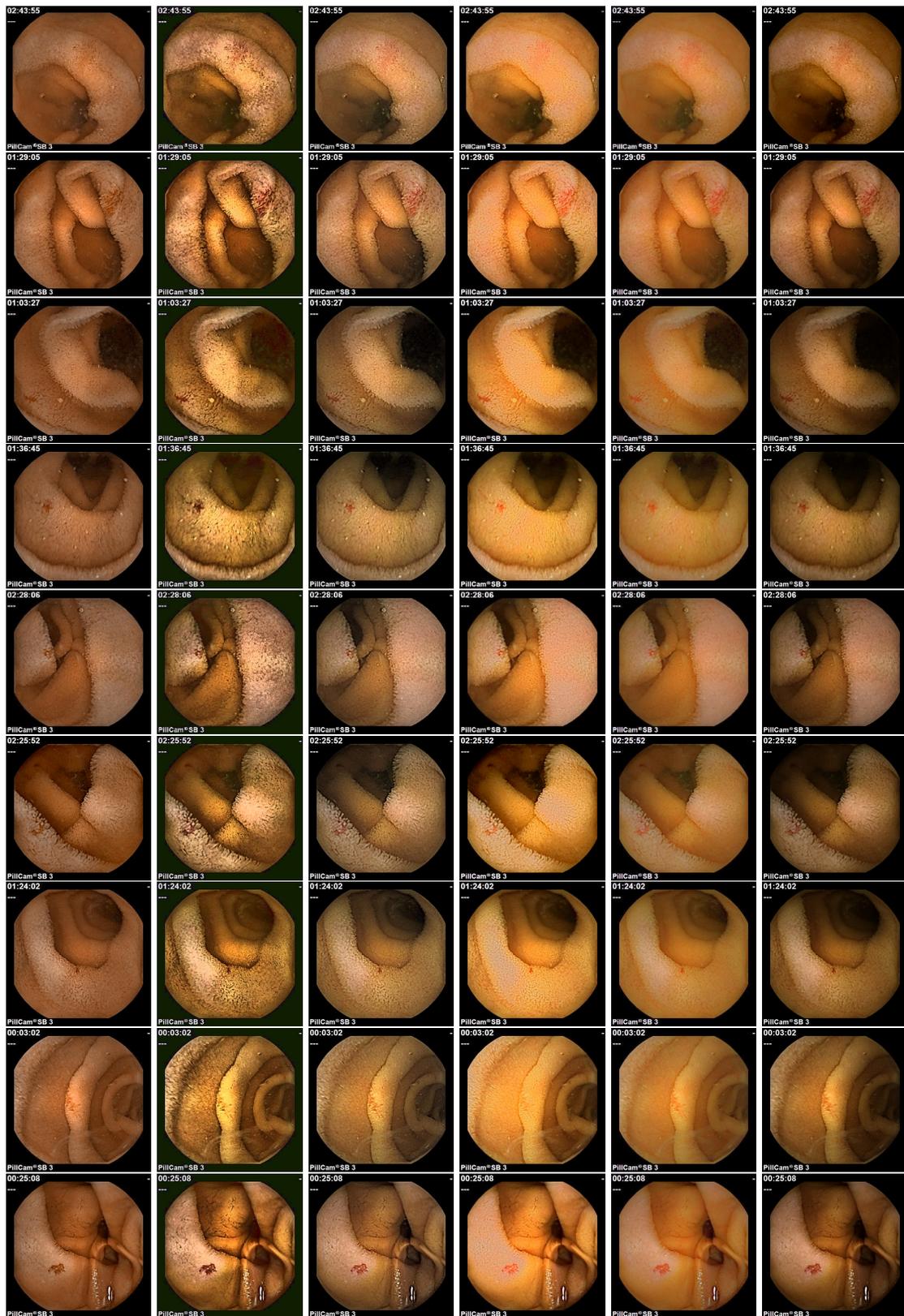
جدول ۶.۴: مقدار معیار ارزیابی NIQE

عنوان تصاویر						تصویر اولیه	معیار ارزیابی NIQE [۵۶]
تصویر ۱۶۳	تصویر ۱۴۷	تصویر ۱۴۱	تصویر ۱۱۹	تصویر ۸۲	تصویر ۵۶		
۶/۰۱۶۰	۵/۶۰۵۶	۵/۶۲۴۵	۵/۷۲۳۰	۵/۸۸۲۸	۶/۰۹۸۳	تصویر بهسازی شده	
۴/۳۴۸۸	۴/۵۹۲۸	۴/۶۲۸۰	۴/۶۴۵۴	۴/۶۳۶۳	۵/۳۲۹۳		

با توجه به اینکه هرچه مقدار این معیار به یک نزدیک تر باشد و در واقع مقدار آن کمتر باشد، تصویر دارای نویز کمتر و کنتراست بهتری می باشد پس مقدار این معیار برای تصاویر بهسازی شده نسبت به تصویر اولیه کمتر بوده، که نمایانگر عملکرد خوب روش پیشنهادی می باشد.

سپس روش پیشنهادی، روش مرجع [۵] (Stochastic)، مرجع [۴۲] (AFGT)، مرجع [۴۰] (GCEFM) و مرجع [۴۱] (LHCM) بر روی چند نمونه تصویر مورد بررسی قرار گرفته و برای نمونه خروجی های مربوط به تصاویر، به طور کیفی مقایسه شده و در شکل ۳.۴ به ترتیب در تمامی تصاویر بهسازی شده از سمت راست، تصویر اولیه، تصویر رفع نویز شده با روش [۴۲]، تصویر رفع نویز شده با روش [۴۰]، تصویر رفع نویز شده با روش [۵]، تصویر رفع نویز شده با روش [۴۱] و تصویر بهسازی شده با روش پیشنهادی نمایش داده شده است.

همان طور که از نتایج نمایان است، روش پیشنهادی علاوه بر بهسازی کنتراست و روشنایی تصویر، حفظ جزئیات و لبه های تصویر، به خوبی توانست اثر نویز را از تصاویر رفع کند. در حالی که نتایج حاصل از روش های دیگر کنتراست و روشنایی تصاویر را تغییر داده و لبه ها و جزئیات تصویر نیز تحت تأثیر قرار گرفته و در برخی نواحی هموار شده اند.



(ا) تصویر اولیه (ب) نتایج مرجع [۴۲] (ج) نتایج مرجع [۴۰] (د) نتایج مرجع [۵] (ه) نتایج مرجع [۴۱] (و) نتایج روش پیشنهادی
 شکل ۳.۴: مقایسه کیفی نتایج مربوط به روش پیشنهادی و روش های ذکر شده

در این پژوهش علاوه بر ارزیابی کیفی، ارزیابی کمی نیز انجام شده است. نتایج مربوط به ارزیابی روش پیشنهادی و مراجع [۴۲]، [۴۰]، [۵] و [۴۱]، با معیارهای FOM، SSIM، AMBE و HSM به منظور بررسی صحت رفع نویز تصویر استفاده شده، در جدول ۷.۴ و ۸.۴ مقادیر معیارها برای رو تصویر مختلف نمایش داده شده است.

جدول ۷.۴: مقدار معیارهای ارزیابی برای تصویر ۱ بهسازی شده با روش های مذکور

معیار ارزیابی					
PSNR	HSM	AMBE	SSIM	FOM	تصویر ۱
۲۰/۰۴۲۵	۰/۴۴۷۱	۲۰/۷۵۶۸	۰/۹۰۲۲	۰/۸۳۹۷	روش [۴۲]
۱۶/۳۱۵۱	۰/۵۵۲۹	۳۲/۵۳۴۰	۰/۸۷۳۵	۰/۷۹۳۴	روش [۴۰]
۲۲/۴۱۴۲	۰/۴۲۳۵	۱۶/۰۰۲۰	۰/۹۲۱۳	۰/۷۹۳۲	روش [۵]
۲۰/۹۴۴۸	۰/۳۵۶۹	۱۷/۶۱۵۴	۰/۶۶۹۹	۰/۷۴۳۹	روش [۴۱]
۲۴/۱۸۰۹	۰/۳۸۰۴	۷/۱۷۲۸	۰/۹۴۳۸	۰/۸۶۸۴	روش پیشنهادی

جدول ۸.۴: مقدار معیارهای ارزیابی برای تصویر ۱۱ بهسازی شده با روش های مذکور

معیار ارزیابی					
PSNR	HSM	AMBE	SSIM	FOM	تصویر ۱۱
۲۰/۷۰۹۲	۰/۴۸۶۳	۱۸/۷۱۶۲	۰/۹۰۲۴	۰/۸۳۵۱	روش [۴۲]
۱۶/۶۳۱۲	۰/۵۸۰۴	۳۰/۸۸۳۶	۰/۸۶۳۳	۰/۷۵۳۵	روش [۴۰]
۲۲/۳۰۰۸	۰/۴۷۸۴	۱۵/۶۲۴۲	۰/۸۹۶۳	۰/۷۵۲۴	روش [۵]
۲۰/۹۴۴۸	۰/۳۷۶۵	۱۹/۳۶۴۹	۰/۵۴۱۲	۰/۶۸۸۵	روش [۴۱]
۲۴/۴۵۶۸	۰/۴۲۳۵	۵/۶۸۹۲	۰/۹۳۴۶	۰/۸۶۸۴	روش پیشنهادی

مقادیر موجود در جداول ۷.۴ و ۸.۴ بیانگر برتری روش پیشنهادی برای دو تصویر مختلف در حفظ جزئیات و لبه های تصاویر نسبت به سایر روش ها می باشد و روشنایی و کنتراست تصاویر نیز بهتر بهسازی شده است. معیار HSM، با توجه به اینکه کنتراست و روشنایی تصاویر را با استفاده از توزیع هیستوگرام ارزیابی می کند و روش های ذکر شده، روشنایی تصاویر را با استفاده از توزیع هیستوگرام بهسازی می کنند، بنابراین برای روش های مذکور دارای مقدار بهتری نسبت به روش پیشنهادی می باشد.

در جدول ۹.۴ مقادیر میانگین مقادیر معیارهای ارزیابی برای ۱۰۰ تصویر بهسازی شده با روش های مذکور نمایش داده شده است. میانگین مقادیر معیارها نیز بیانگر برتری روش پیشنهادی نسبت به سایر روش ها می باشد.

جدول ۹.۴: میانگین مقادیر معیارهای ارزیابی برای روش‌های مذکور

میانگین مقادیر معیارهای ارزیابی					
PSNR	HSM	AMBE	SSIM	FOM	
۲۰/۶۳۲۱	۰/۴۶۹۳	۱۹/۳۹۸۷	۰/۸۹۳۲	۰/۸۱۲۴	روش [۴۲]
۱۶/۲۳۸۷	۰/۵۶۴۷	۳۱/۷۶۵۲	۰/۸۶۴۳	۰/۷۴۸۵	روش [۴۰]
۲۲/۳۷۶۵	۰/۴۴۵۸	۱۵/۴۵۳۲	۰/۹۰۲۴	۰/۷۳۲۶	روش [۵]
۲۰/۸۳۲۷	۰/۳۶۴۳	۱۸/۴۳۲۱	۰/۶۴۷۸	۰/۶۷۵۴	روش [۴۱]
۲۴/۳۵۷۲	۰/۴۰۸۳	۶/۶۷۵۱	۰/۹۳۴۵	۰/۸۶۸۷	روش پیشنهادی

سپس از معیار ارزیابی خسروی [۵۵]، برای ارزیابی و بررسی تغییر بافت و محتوای تصویر و معیار ارزیابی بدون مرجع [۵۶] به منظور بررسی نویز و کنتراست تصاویر رفع نویز شده با روش پیشنهادی و روش‌های مراجع مذکور استفاده شده و در جدول ۱۰.۴ میانگین مقادیر معیارها برای ۱۰۰ تصویر رفع نویز شده نشان داده شده است.

جدول ۱۰.۴: میانگین مقدار معیارهای ارزیابی بافت و محتوای تصویر و بدون مرجع برای روش‌های مذکور

روش‌های رفع نویز					
روش پیشنهادی	روش [۴۱]	روش [۵]	روش [۴۰]	روش [۴۲]	معیار ارزیابی
۰/۹۲۵۸	۰/۷۸۴۶	۰/۷۱۳۷	۰/۸۶۲۴	۰/۸۳۵۱	معیار خسروی [۵۵]
۴/۴۵۳۸	۵/۱۳۴۶	۶/۷۶۱۵	۵/۲۶۵۴	۵/۶۵۳۴	معیار NIQE [۵۶]

همان‌طور که از جدول ۱۰.۴ نمایان است، نتایج برتری روش پیشنهادی را نسبت به سایر روش‌ها نمایش می‌دهد. روش پیشنهادی بافت و محتوای تصاویر را نسبت به روش‌های مذکور، به خوبی حفظ کرده و تصویر را به درستی رفع نویز نموده و کنتراست تصویر را بهبود بخشیده است.

۷.۴ جمع‌بندی

نتایج روش پیشنهادی در این فصل مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به اینکه هدف از این پژوهش بهسازی و رفع نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم است، بنابراین بدون اعمال هیچ‌گونه تغییراتی، تصاویر مورد استفاده قرار گرفته‌اند. سپس همان‌طور که در فصل سوم گفته شد، به منظور انتخاب مناسب‌ترین زوج ضریب بازگشتی برای رفع نویز تصاویر، از معیارهای ارزیابی شباهت رنگ استفاده می‌شود. در ادامه کیفیت تصاویر بهسازی‌شده با معیارهای

ارزیابی کیفیت مورد بررسی قرار گرفته است. سپس نتایج حاصل از روش پیشنهادی با چندین روش بهسازی شده به طور کمی و کیفی مورد ارزیابی قرار گرفت و نتایج مربوط به ارزیابی های کمی و کیفی نشان دهنده ی برتری روش پیشنهادی نسبت به سایر روش ها است. همچنین این روش جزئیات و لبه های تصویر را به خوبی حفظ کرده و کنتراست و روشنایی تصاویر را نسبت به سایر روش ها به خوبی بهبود بخشیده است.

فصل ۵

جمع‌بندی و پژوهش‌های آینده

۱.۵ جمع‌بندی

در این پایان‌نامه روش جدیدی برای بهسازی و حذف نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم ارائه شده است. از آنجایی که استفاده از تصاویر پزشکی یک روش مهم برای کمک به پزشکان در تشخیص بیماری‌ها است، بنابراین کیفیت این تصاویر از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد. زیرا تصاویر با کیفیت بالا اطلاعات بیشتری را برای تشخیص ارائه می‌دهند و کیفیت تصاویر آندوسکوپی به‌طور مستقیم روی تشخیص بیماری‌ها توسط پزشک تأثیرگذار است. بنابراین به‌منظور تشخیص صحیح و دقیق بیماری‌ها توسط پزشک، نیاز به کیفیت بالا و وضوح تصاویر در نمایش جزئیات بافت‌ها می‌باشد.

پزشک متخصص برای تشخیص بیماری‌های اندام‌های داخلی بدن و مشاهده دقیق بافت‌های داخلی، نیاز به ابزارهای تخصصی مانند آندوسکوپ جهت تصویربرداری از بافت‌های داخلی و عروق بدن دارد. با توجه به اینکه آندوسکوپی از طریق لوله‌ای باریک انجام شده و سبب ایجاد مشکلاتی مانند خراش و آسیب‌های جزئی به سیستم نای و در برخی موارد سبب عفونت می‌شود، بنابراین در چند سال اخیر با توجه به رشد تکنولوژی، روش‌های جدیدی برای انجام آندوسکوپی ابداع شده است که مشکلات ناشی از آندوسکوپی‌های معمول را ندارد. یکی از این روش‌ها آندوسکوپی به‌وسیله کپسول‌های تصویربرداری است. کپسول کل روده را بدون آرام‌بخش، درد یا نارسایی هوا نمایش می‌دهد.

کپسول آندوسکوپی بی‌سیم در واقع یک کپسول است که از یک دوربین بی‌سیم کوچک و قابل بلع برای تصویربرداری بدون درد از روده کوچک طراحی شده و شامل دوربین، منبع نور، فرستنده رادیویی و باتری است. منبع نور کپسول شامل مجموعه‌ای از LEDهایی است که توسط باتری تغذیه می‌شود.

شرایط تصویربرداری بد مانند نور کم، محیط پیچیده دستگاه گوارش، روشنایی محدود کپسول آندوسکوپی که به دلیل محدودیت اندازه کپسول، تعداد محدودی از LED را در خود جای داده است و همچنین به دلیل محدودیت ظرفیت باتری تأمین‌کننده انرژی LEDها، تصاویر ضبط‌شده اغلب دارای مناطق تاریک و با کنتراست کم بوده و در برخی نواحی نیز به علت تأثیرات ناشی از پراکندگی نور در آب باعث روشنایی بیش از حد تصاویر می‌شود. روشنایی زیاد و کم در تصاویر سبب می‌شود حجم زیادی از جزئیات تصویر از بین رود. علاوه بر این، اعمال ضریب فشرده‌سازی روی تصاویر باعث کاهش وضوح تصاویر می‌شود. در نهایت، دوربین با فاصله کانونی کم و محدود بودن عمق دید دوربین کپسول آندوسکوپی، یعنی اثرات عمق، مشکلاتی در بازه پویا تصویر ایجاد می‌کند و باعث می‌شود دید در نواحی تاریک و نواحی بسیار روشن، کم شود. از آنجایی که پزشک برای تشخیص بیماری‌هایی از جمله زخم، جراحت، آنژیودیسیپلازی و خونریزی نیاز به مشاهده و بررسی تمامی جزئیات تصاویر را دارد، بنابراین نیاز به بهسازی بازه‌ی پویای تصاویر مشهود است.

از طرفی کیفیت تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، به دلیل محدودیت‌های پهنای باند ارتباطی، قدرت کم انتقال تصاویر ضبط‌شده و صرفه‌جویی در مصرف انرژی، کاملاً واضح نیستند. بنابراین بهسازی تصاویر به منظور بهبود کیفیت تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم ضروری است. همچنین شدت نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم با توجه به محیط‌های مختلف دستگاه گوارش، دوربین‌های مختلف و تنظیمات پارامتر متفاوت دوربین متفاوت است و امکان دسترسی به تصاویر مرجع وجود ندارد. بنابراین با توجه به تعداد زیاد تصاویر به دست‌آمده از یک بیمار و تنوع روشنایی در هر تصویر، نیاز به روشی است که برای هر تصویر متناسب با میزان روشنایی متفاوت، بهسازی کنتراست و روشنایی به صورت محلی انجام گیرد. برای رفع نویز این تصاویر نیز با توجه به اینکه بعد از بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر، شدت نویز افزایش یافته و دسترسی به تصاویر مرجع وجود ندارد. همچنین به دلیل اینکه، عدم ایجاد تغییر در جزئیات، رنگ و لبه‌های تصاویر دارای اولویت می‌باشد، بنابراین به روشی نیاز است که تصاویر را به صورت محلی و بدون نیاز به تصاویر مرجع رفع نویز و بهسازی نماید.

در این پژوهش به منظور بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر، در ابتدا لازم است روشنایی تصاویر مورد بررسی قرار گیرد. بدین منظور هیستوگرام تصاویر رسم شده و مشخص شد که در این تصاویر تنوع روشنایی وجود دارد.

بسیاری از دستگاه‌های تصویربرداری، به دلیل وجود محدودیت‌های فنی، تغییر غیرخطی روی مقدار پیکسل‌های تصویر اعمال می‌کنند. بدین معنی که پیکسل‌های تصویر به توان مقدار گاما می‌رسند. اغلب دستگاه‌های تصویربرداری برای نمایش تصاویر خروجی از قانون توان

استفاده می‌کنند؛ تبدیل قانون توانی بر روی مقدار روشنایی پیکسل‌های تصویر اعمال می‌شود. محدودیت‌های فنی، معروف به اعوجاج گاما، موجب کاهش کیفیت تصویر می‌شوند. دوربین تصویربرداری موجود در کپسول آندوسکوپی فریم‌های ویدیویی را ضبط کرده و به صورت بی‌سیم به کمربندی که بر روی شکم بیمار بسته شده است، ارسال می‌کند. سپس فریم‌ها به سیستم پزشکی منتقل شده و به تصاویر جداگانه تبدیل می‌شوند. بنابراین، قانون توان روی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم اعمال شده است.

از آنجایی که تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم دارای تنوع عمق متفاوت و تصاویر با تنوع بافت متفاوت از جمله زخم، پولیپ، باقیمانده‌های غذا و کرم روده هستند، بنابراین تحریفات گاما در تصویر یکسان نمی‌باشد. از این رو می‌بایست به صورت محلی برای نواحی مختلف تصویر گاما‌های مناسب را پیدا کرد و تصویر را بهسازی نمود. پس به منظور بهسازی تصاویر به روشی نیاز است که روشنایی و کنتراست تصاویر را با حفظ جزئیات تصویر و رنگ طبیعی تصویر و بدون داشتن هیچ‌گونه اطلاعاتی از دستگاه تصویربرداری به صورت محلی بهسازی نماید. بنابراین، از اصلاح گاما ارائه‌شده توسط امیری [۴۴] استفاده شده است که در واقع در این روش، تصویر به پنجره‌های همپوشان تقسیم شده و مقدار گاما هر پنجره با به حداقل رساندن مقدار ویژگی همگنی ماتریس هم‌زمانی به دست می‌آید. مقدار گاما تصویر، به صورت محلی تخمین زده شده، روشنایی تصاویر در هر ناحیه متناسب با پیکسل‌های همسایه خود بهبود یافته و به طور کلی روشنایی تصاویر در همه‌ی نواحی به یک شکل تغییر نکرده و رنگ‌های تصویر اصلی ثابت باقی می‌ماند.

پس از اصلاح و بهسازی کنتراست و روشنایی تصاویر، با توجه به اینکه کیفیت تصاویر به منظور تشخیص نوع بیماری توسط پزشک حائز اهمیت می‌باشد، برای بهسازی کیفیت تصاویر، تشخیص نوع نویز و رفع آن، نقش اساسی را در بهبود و اصلاح تصاویر ایفا می‌کند. بنابراین بهسازی تصویر برای بهبود کیفیت تصاویر آندوسکوپی ضروری است. همچنین نویز موجود در تصاویر نیز پس از بهسازی کنتراست تصویر به طور قابل توجهی تقویت می‌شود.

به منظور تشخیص نوع نویز موجود در تصاویر و رفع نویز تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم می‌بایست مناسب‌ترین مدل رنگ برای نمایش و اصلاح تصاویر انتخاب شود و اگرچه تصورات مبنی بر این است که مدل RGB با مدل فیزیولوژیکی چشم انسان مطابقت بیشتری دارد، اما چشم انسان تغییرات جزئی در فضای رنگی RGB را به صورت قابل توجهی تشخیص می‌دهد. این در حالی است که تغییرات جزئی در مؤلفه غلظت و یا شدت روشنایی را متوجه نمی‌شود. پس برای حذف نویز تصاویر، از مدل رنگی که غلظت و روشنایی تصاویر را تفکیک کند، استفاده می‌شود. مدل YIQ برای بهره‌گیری از حساسیت بیشتر سامانه‌ی بینایی انسان به تغییرات روشنایی نسبت به تغییرات اصل رنگ یا اشباع طراحی شده است. بنابراین از مدل رنگ YIQ، با توجه به اینکه اطلاعات روشنایی (Y) و اطلاعات رنگی (I و Q) ناهمبسته هستند، استفاده می‌شود. پس در روش پیشنهادشده، فرآیند تشخیص نوع نویز و حذف نویز روی مؤلفه Q پیاده‌سازی می‌شود.

پس از بهسازی بازه پویای تصاویر، برای بررسی و اثبات وجود نویز در تصاویر، برای تشخیص نوع نویز موجود در تصاویر، با توجه به اینکه در هموارترین بخش تصویر نویز مشخص‌تر است، هموارترین قسمت تصویر را یافته و برای این قسمت هیستوگرام ترسیم می‌شود. بنابراین، ابتدا تصویر را به مدل رنگ YIQ تبدیل نموده، سپس تصویر در مؤلفه Q به بلوک‌های 16×16 تقسیم شده و واریانس هر بلوک محاسبه می‌شود، سپس هیستوگرام مربوط به بلوکی که دارای کمترین واریانس یا به عبارتی هموارترین بلوک تصویر است ترسیم شده و با توجه به هیستوگرام مربوط به هموارترین ناحیه‌ی تصویر نوع نویز تشخیص داده می‌شود. نویز موجود در تصاویر با توجه به شکل زنگوله‌ای بودن هیستوگرام تصاویر، نویز گوسی می‌باشد.

سیستم بینایی انسان در ارزیابی یک تصویر توجه ویژه‌ای به بافت، رنگ و لبه‌های تصویر دارد و همچنین به نواحی با بافت هموار نسبت به نواحی با بافت ناهموار حساسیت بیشتری نشان می‌دهد. در واقع وجود نویز در نواحی هموار و ناهموار تصویر به یک میزان روی سیستم بینایی انسان تأثیرگذار نیستند و وجود نویز در نواحی هموار بیشتر از نواحی با بافت ناهموار برای چشم انسان آزاردهنده است. بنابراین با توجه به اینکه، حفظ کنتراست، لبه‌ها و جزئیات تصاویر و همچنین حفظ بافت و محتوای تصاویر برای تشخیص نوع بیماری‌ها حائز اهمیت است و دسترسی به تصاویر مرجع امکان‌پذیر نمی‌باشد، پس به منظور رفع نویز تصاویر، می‌بایست رویکردی اتخاذ شود که مؤلفه‌های ذکرشده را بدون تغییر حفظ نموده و بهبود بخشد، بنابراین رفع نویز به صورت محلی و با توجه به بافت تصاویر انجام می‌شود. از این رو در روش پیشنهادی، با استفاده از روش خدابخشی [۱۵]، ابتدا با توجه به اطلاعات بافت، تصویر به دو ناحیه هموار و ناهموار قطعه‌بندی شده و سپس با استفاده از روش ارائه‌شده توسط خسروی [۵۲]، تصاویر رفع نویز می‌شوند.

در روش ارائه‌شده توسط خسروی [۵۲]، با توجه به اینکه با استفاده از فیلتر انتشار ناهمگن، امکان تار شدن و از بین رفتن لبه‌های تصویر وجود دارد، بنابراین به منظور بهسازی کنتراست تصاویر و حفظ لبه‌ها و جزئیات تصاویر، با استفاده از فیلتر همومورفیک، مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی تصاویر را استخراج نموده که هر کدام به‌طور جداگانه دارای کنتراست بهتری نسبت به تصویر اصلی هستند. در نتیجه این امر باعث تقویت لبه‌ها و حفظ جزئیات تصویر بهسازی شده می‌شود. بنابراین، پس از قطعه‌بندی تصویر به دو ناحیه هموار و ناهموار، فیلتر همومورفیک را به هر یک از نواحی هموار و ناهموار اعمال نموده و مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی دو ناحیه هموار و ناهموار به دست می‌آید. سپس بر روی هر یک از مؤلفه‌های روشنایی و انعکاسی دو ناحیه حاصل، فیلتر انتشار ناهمگن پیاده‌سازی می‌شود. در نهایت دو مؤلفه روشنایی و انعکاسی حاصل از هر ناحیه تصویر به یک‌دیگر متصل شده، سپس دو ناحیه هموار و ناهموار رفع نویز شده به یک‌دیگر متصل می‌شود و تصویر بهسازی شده نهایی به دست می‌آید.

با توجه به اینکه برای رفع نویز از فیلتر انتشار ناهمگن استفاده شده و ضریب بازگشتی k ، مؤلفه‌ای برای کنترل اثر ضریب نفوذ در معادله انتشار ناهمگن می‌باشد و هنگامی که مقدار ضریب بازگشتی بزرگ در نظر گرفته شود باعث هموار شدن و در نتیجه از بین رفتن

لبه‌های تصویر می‌شود و زمانی که این مقدار کوچک در نظر گرفته شود، حذف نویز به درستی انجام نمی‌شود؛ بنابراین با توجه به روش ارائه‌شده توسط خدابخشی [۵۰]، مبنی بر اینکه به دو ناحیه هموار و ناهموار تصویر، دو مقدار متفاوت ضریب بازگشتی اعمال می‌شود، مقدار ضریب بازگشتی کوچک برای رفع نویز نواحی ناهموار و مقدار ضریب بازگشتی بزرگ برای رفع نویز نواحی هموار تصویر در نظر گرفته می‌شود.

انتخاب زوج ضریب بازگشتی نادرست باعث ایجاد اعوجاج رنگ در تصویر می‌شود. بنابراین، برای انتخاب بهترین زوج ضریب بازگشتی هر تصویر، ابتدا مقدار ضریب بازگشتی در محدوده (۵۶۵) برای نواحی ناهموار و در محدوده (۲۰۶۶۰) برای نواحی هموار هر تصویر در نظر گرفته شده و به ازای هر یک از این مقادیر نواحی هموار و ناهموار تصویر رفع نویز می‌شود. سپس، تصویر رفع نویز شده به ازای هر یک از زوج ضریب‌های بازگشتی را به مدل رنگی که مؤلفه روشنایی را از مؤلفه رنگ جدا کند، تبدیل نموده و شباهت مؤلفه رنگ تصویر رفع نویز شده با مؤلفه رنگ تصویر اولیه بررسی می‌شود. پس از آن تصویری که مؤلفه رنگ آن دارای بیشترین شباهت به مؤلفه رنگ تصویر اولیه است، انتخاب می‌شود.

معیارهای ارزیابی کمی و کیفی مورد استفاده بیانگر برتری روش پیشنهادی در مقایسه با دیگر روش‌های رفع نویز و بهسازی کیفیت تصاویر، در حفظ لبه‌ها، جزئیات، بافت‌های تصاویر و کاهش خرابی‌های ناشی از فیلتر رفع نویز می‌باشد.

۲.۵ پیشنهادهایی برای پژوهش‌های آینده

در این پژوهش روشی برای بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم پیشنهاد شده است. در راستای افزایش کیفیت این تصاویر، ابتدا بازه پویای تصاویر بررسی و بهسازی شده، سپس نوع نویز تصاویر مشخص شده و تصاویر بهسازی شده است. در زمینه بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم راهکارهای زیادی می‌توان ارائه داد که در زیر به چند نمونه از این راهکارها اشاره شده است.

- به‌علت شرایط خاص ضبط تصاویر و کیفیت پایین دوربین‌های تصویربرداری، امکان تار شدن تصاویر وجود دارد. بنابراین می‌توان رویکردی ارائه داد که علاوه بر بهسازی کیفیت و کنتراست تصاویر، تاری نیز در تصاویر بررسی و رفع شود.
- در روش پیشنهاد شده، تصاویر با توجه به سیستم بینایی انسان به دو ناحیه هموار و ناهموار قطعه‌بندی شد، اما با تغییر معیار قطعه‌بندی می‌توان تصاویر را به تعداد نواحی بیشتری قطعه‌بندی کرد.
- در این پژوهش، با توجه به قطعه‌بندی تصویر به دو ناحیه هموار و ناهموار، یک زوج ضریب بازگشتی برای رفع نویز نواحی مختلف در نظر گرفته شد. در صورتی که معیارهای

قطعه‌بندی تغییر داده شود و تصویر به نواحی متعددی قطعه‌بندی شود، بنابراین می‌توان به هر ناحیه با توجه به ویژگی‌های آن یک مقدار ضریب بازگشتی اختصاص داد و تصاویر را با دقت بیشتر رفع نویز نمود.

- با توجه به اینکه در این پژوهش، روش پیش‌پردازشی برای بهسازی تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم ارائه شده است، می‌توان روش ارائه شده را روی پایگاه داده‌های دیگر با نویزهای مختلف پیاده‌سازی نمود.
- از آنجایی که تصاویر کپسول آندوسکوپی بی‌سیم حاصل از تبدیل فریم‌های ویدئویی به تصاویر می‌باشد و درحین این تبدیلات کیفیت تصاویر کاهش می‌یابد، بنابراین می‌توان رویکردی ارائه داد که بهسازی‌های روشنایی، کنتراست و کیفیت، مستقیماً بر روی فریم‌های ویدئویی پیاده شود.
- با توجه به اینکه روش پیشنهادی برای کمک به پزشکان ارائه شده است، بنابراین می‌توان کیفیت و وضوح تصاویر بهسازی‌شده توسط پزشک متخصص نیز مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرد.

مراجع

- [1] Iddan, Gavriel and Meron, Gavriel and Glukhovsky, Arkady and Swain, Paul. (2000), " Wireless capsule endoscopy" **Nature**, 405,6785, pp 417.
- [2] Swain, Paul. (2003), " Wireless capsule endoscopy" **Gut**, 52,4, pp 48-50.
- [3] Wang, Amy and Banerjee, Subhas and Barth, Bradley A and Bhat, Yasser M and Chauhan, Shailendra and Gottlieb, Klaus T and Konda, Vani and Maple, John T and Murad, Faris and Pfau, Patrick R and others. (2013), " Wireless capsule endoscopy" **Gastrointestinal endoscopy**, 78,6, pp 805-815.
- [4] Yuan, Yixuan and Meng, Max Q-H. (2017), " Deep learning for polyp recognition in wireless capsule endoscopy images" **Medical physics**, 44,4, pp 1379-1389.
- [5] Mohammed, Ahmed and Farup, Ivar and Pedersen, Marius and Hovde, Øistein and Yildirim Yayilgan, Sule. (2018), " Stochastic capsule endoscopy image enhancement" **Journal of Imaging**, 4,6, pp 75.
- [6] Suman, Shipra and Hussin, Fawnizu Azmadi and Malik, Aamir Saeed and Walter, Nicolas and Goh, Khean Lee and Hilmi, Ida and hooi Ho, Shiaw. (2014) "Image enhancement using geometric mean filter and gamma correction for WCE images", In International Conference on Neural Information Processing, p 276-283.
- [7] Floor, Pål Anders and Farup, Ivar and Pedersen, Marius and Hovde, Øistein. (2020) " Error reduction through post processing for wireless capsule endoscope video" **EURASIP Journal on Image and Video Processing**, 3,114, pp 444.
- [8] Zou, Shaofeng and Long, Mingzhu and Wang, Xuyang and Xie, Xiang and Li, Guolin and Wang, Zhihua. (2019) "A CNN-Based Blind Denoising Method for Endoscopic Images", In 2019 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), p 1-4.

- [9] Moradi, Maryam and Falahati, Azin and Shahbahrami, Asadollah and Zare-Hassanpour, Reza. (2015) "Improving visual quality in wireless capsule endoscopy images with contrast-limited adaptive histogram equalization", In 2015 2nd International Conference on Pattern Recognition and Image Analysis (IPRIA), p 1-5.
- [۱۰] حسن‌پور ح، اسدی‌امیری س، (۱۳۹۴)، "مفاهیم جامع پردازش تصویر دیجیتال به همراه پیاده‌سازی الگوریتم‌ها با Matlab" چاپ اول، انتشارات دانشگاه صنعتی شاهرود.
- [11] Gonzalez, Rafael C and Woods, Richard E. (2002), "**Digital image processing (preview)**", Prentice Hall.
- [12] Veluchamy, Magudeeswaran and Subramani, Bharath. (2020), " Fuzzy dissimilarity color histogram equalization for contrast enhancement and color correction" **Applied Soft Computing**, 89, pp 106077.
- [13] Jourlin, Michel and Pinoli, Jean-Charles. (1995), " Image dynamic range enhancement and stabilization in the context of the logarithmic image processing model" **Signal Processing**, 2,41, pp 225-237.
- [14] Wu, Hao-Tian and Tang, Shaohua and Huang, Jiwu and Shi, Yun-Qing. (2018), " A novel reversible data hiding method with image contrast enhancement" **Signal Processing: Image Communication**, 62, pp 64-73.
- [۱۵] خدابخشی ز، (۱۳۹۶)، پایان‌نامه ارشد: "رفع نویز مبتنی بر اطلاعات بافت تصویر با استفاده از تکنیک صفحات بیتی"، دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه صنعتی شاهرود.
- [16] Goyal, Bhawna and Dogra, Ayush and Agrawal, Sunil and Sohi, BS and Sharma, Apoorav. (2020), " Image denoising review: From classical to state-of-the-art approaches" **Information Fusion**, 55, pp 220-244.
- [17] Gu, Shuhang and Timofte, Radu. (2019), " A brief review of image denoising algorithms and beyond" **Inpainting and Denoising Challenges**, 3,114, pp 1-21.
- [18] Jain, Paras and Tyagi, Vipin. (2016), " A survey of edge-preserving image denoising methods" **Information Systems Frontiers**, 18,1, pp 159-170.
- [19] Kollem, Sreedhar and Reddy, Katta Rama Linga and Rao, Duggirala Srinivasa. (2019), "A review of image Denoising and segmentation methods based on medical

- images” **International Journal of Machine Learning and Computing**, 9,3, pp 288-295.
- [20] Farid, Hany. (2001), ” Blind inverse gamma correction” **IEEE Transactions on Image Processing**, 10,10, pp 1428-1433.
- [21] Chiu, Yi-Sheng and Cheng, Fan-Chieh and Huang, Shih-Chia. (2011) ”Efficient contrast enhancement using adaptive gamma correction and cumulative intensity distribution”, In 2011 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, p 2946-2950.
- [22] Huang, Shih-Chia and Cheng, Fan-Chieh and Chiu, Yi-Sheng. (2012), ” Efficient contrast enhancement using adaptive gamma correction with weighting distribution” **IEEE Transactions on Image Processing**, 22,3, pp 1032-1041.
- [23] Veluchamy, Magudeeswaran and Subramani, Bharath. (2019), ” Image contrast and color enhancement using adaptive gamma correction and histogram equalization” **Optik**, 183, pp 329-337.
- [24] Agarwal, Tarun Kumar and Tiwari, Mayank and Lamba, Subir Singh. (2014) ”Modified histogram based contrast enhancement using homomorphic filtering for medical images”, In 2014 IEEE International Advance Computing Conference (IACC).
- [25] Fan, Chun-Nian and Zhang, Fu-Yan. (2011), ” Homomorphic filtering based illumination normalization method for face recognition” **Pattern Recognition Letters**, 32,10, pp 1468-1479.
- [26] Adelman, Holger G. (1998), ” Butterworth equations for homomorphic filtering of images” **Computers in Biology and Medicine**, 28,2, pp 169-181.
- [27] Voicu, Liviu I and Myler, Harley R and Weeks, Arthur Robert. (1997), ” Practical considerations on color image enhancement using homomorphic filtering” **Journal of Electronic Imaging**, 6,1, pp 108-114.
- [28] Seow, Ming-Jung and Asari, Vijayan K. (2006), ” Ratio rule and homomorphic filter for enhancement of digital colour image” **Neurocomputing**, 69,7-9, pp 954-958.
- [29] Bhadu, Rampal and Sharma, Rahul and Soni, Surender Kumar and Varma, Nithin. (2017) ”Sparse representation and homomorphic filter for capsule endoscopy image

- enhancement”, In 2017 International Conference on Computing, Communication and Automation (ICCCA), p 1178-1182.
- [30] Yugander, P and Tejaswini, CH and Meenakshi, J and Varma, BVN Suresh and Jagannath, M and others. (2020), ” MR Image Enhancement using Adaptive Weighted Mean Filtering and Homomorphic Filtering” **Procedia Computer Science**, 167, pp 677-685.
- [31] Singh, Prabhishek and Shree, Raj. (2020), ” A new homomorphic and method noise thresholding based despeckling of SAR image using anisotropic diffusion” **Journal of King Saud University-Computer and Information Sciences**, 32,1, pp 137-148.
- [32] Weickert, Joachim. (1998), ” Anisotropic Diffusion in Image Processing”, Vol. 1, Teubner Stuttgart.
- [33] Perona, Pietro and Malik, Jitendra. (1990), ” Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion” **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, 12,7, pp 629-639.
- [34] Weickert, Joachim. (1996) ”Theoretical foundations of anisotropic diffusion in image processing”, p 221-236.
- [35] Hassanpour, Hamid and Nadernejad, Ehsan and MiarNaimi, H. (2007), ” Image restoration using a PDE-based approach” **International Journal of Engineering**, 20,3, pp 225-236.
- [36] Nikpour, M and Hassanpour, H. (2010), ” Using diffusion equations for improving performance of wavelet-based image denoising techniques” **ET Image Processing**, 4,6, pp 452-462.
- [37] Catté, Francine and Lions, Pierre-Louis and Morel, Jean-Michel and Coll, Tomeu. (1992), ” Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion” **SIAM Journal on Numerical Analysis**, 29,1, pp 182-193.
- [38] You, Yu-Li and Xu, Wenyan and Tannenbaum, Allen and Kaveh, Mostafa. (1996), ” Behavioral analysis of anisotropic diffusion in image processing” **IEEE Transactions on Image Processing**, 5,11, pp 1539-1553.

- [39] Chandra, Saroj Kumar and Bajpai, Manish Kumar. (2018) "Fractional anisotropic diffusion for image denoising", In 2018 IEEE 8th International Advance Computing Conference (IACC) p 344-348.
- [40] Long, Mingzhu and Li, Zhuo and Xie, Xiang and Li, Guolin and Wang, Zhihua. (2018), " Adaptive image enhancement based on guide image and fraction-power transformation for wireless capsule endoscopy" **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, 5,12, pp 993-1003.
- [41] Long, Mingzhu and Xie, Xiang and Li, Guolin and Wang, Zhihua. (2019) "Wireless Capsule Endoscopic Image Enhancement Method Based on Histogram Correction and Unsharp Masking in Wavelet Domain", In 2019 17th IEEE International New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), p 1-4.
- [42] Long, Mingzhu and Lan, Zehua and Xie, Xiang and Li, Guolin and Wang, Zhihua. (2018) "Image Enhancement Method Based on Adaptive Fraction Gamma Transformation and Color Restoration for Wireless Capsule Endoscopy", In 2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), p 1-4.
- [43] Kim, Yeong-Taeg. (1997), "Contrast enhancement using brightness preserving bi-histogram equalization" **IEEE transactions on Consumer Electronics**, 43,1, pp 1-8.
- [44] Amiri, S Asadi and Hassanpour, H. (2012), "A preprocessing approach for image analysis using gamma correction" **International Journal of Computer Applications**, 38,12, pp 38-46.
- [45] Gastaldo, Paolo and Zunino, Rodolfo and Heynderickx, Ingrid and Vicario, Elena. (2005), " Objective quality assessment of displayed images by using neural networks" **Signal Processing: Image Communication**, 20,7, pp 643-661.
- [46] Haralick, Robert M and Shanmugam, Karthikeyan and Dinstein, Its' Hak. (1973), " Textural features for image classification" **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, 6, pp 610-621.
- [47] Yang, Faguo and Jiang, Tianzi. (2003), " Pixon-based image segmentation with Markov random fields" **IEEE Transactions on Image Processing**, 12,12, pp 1552-1559.

- [48] Yousefian, Hadi and Hassanpour, Hamid. (2011), " An improved pixion-based approach for image segmentation" **International Journal of Engineering**, 24,1, pp 25-35.
- [49] Khosravi, MH. (2019), " A pixion-based image segmentation method considering textural characteristics of image" **Journal of AI and Data Mining**, 7,1, pp 27-34.
- [50] Khodabakhshi, Zeinab and Amiri, Sekine Asadi and Hassanpour, Hamid. (2019), " Quality Preserving in Image Noise Removal by Using Texture Information" **JOURNAL OF SOFT COMPUTING AND INFORMATION TECHNOLOGY (JSCIT)**.
- [51] McAndrew, Alasdair. (2004), " An introduction to digital image processing with matlab notes for scm2511 image processing" **School of Computer Science and Mathematics, Victoria University of Technology**, 264,1, pp 1-264.
- [52] Hassanpour, Hamid and Khosravi, Mohammad Hossein. (2014), " Image denoising using anisotropic diffusion equations on reflection and illumination components of image" **International Journal of Engineering**, 27,9, pp 1339-1348.
- [53] Smedsrud, Pia H and Gjestang, Henrik L and Nedrejord, Oda O and Næss, Espen and Thambawita, Vajira and Hicks, Steven and Borgli, Hanna and Jha, Debesh and Berstad, Tor Jan Derek and Eskeland, Sigrun L and others. (2020) "Kvasir-Capsule, a video capsule endoscopy dataset", OSF Preprints.
- [54] Tripathi, Abhishek Kumar and Mukhopadhyay, Sudipta and Dhara, Ashis Kumar. (2011) "Performance metrics for image contrast", In 2011 International Conference on Image Information Processing, p 1-4.
- [55] Khosravi, Mohammad Hossein and Hassanpour, Hamid and Ahmadifard, Alireza. (2018), " A content recognizability measure for image quality assessment considering the high frequency attenuating distortions" **Multimedia Tools and Applications**, 77,6, pp 7357-7382.
- [56] Mittal, Anish and Soundararajan, Rajiv and Bovik, Alan C. (2012), " completely blind" image quality analyzer" **IEEE Signal Processing Letters**, 20,3, pp 209-212.

Aabstract

A Wireless Capsule Endoscopy is a device that examines the Gastrointestinal tract without causing injury or pain. According to the complex environment of the Gastrointestinal tract and the limited brightness of the capsules, the recorded images often have poor illumination. Furthermore, the limited depth of field of the capsule camera reduces the visibility and loss of image detail. On the other hand, the image quality of Wireless Capsule Endoscopy is not completely clear and has noise due to the limitations of communication bandwidth and low transmission power of the recorded images. Also, the noise intensity of Wireless Capsule Endoscopy images varies according to different Gastrointestinal environments, and the variety of cameras and reference images are not available.

Since medical images play a very important role in the diagnosis of diseases of the internal organs of the body, so the quality and clarity of medical images directly affect the diagnosis of physicians. Therefore, our aim in this study is to improve the brightness and denoising of Wireless Capsule Endoscopy images by preserving the detail of the image texture and without the need for reference images.

Wireless Capsule Endoscopy images have poor brightness and contrast. Therefore, to improve the images, it is necessary to improve the brightness and contrast of the images, while preserving the original color and locally. Therefore, the local gamma correction method has been used to improve the images. Then, according to the sensitivity of the human visual system to areas with a smooth texture, denoising is done locally and according to the texture of the images. Therefore, in the proposed method, first, according to the texture information, the image is divided into two smooth and non-smooth area, then by using a homomorphic filter, illumination, and reflectance components are extracted from the image, each of which has better contrast than the original image. Then, denoising is performed by applying an Anisotropic Diffusion filter on the output components of the homomorphic filter and selecting the appropriate recursive coefficient for areas with different textures. The proposed method, in addition to improving the images, preserving the details and edges of the images, also preserves the texture of the images without change.

Quantitative and qualitative evaluation criteria indicate the superiority of the proposed method compared to other new methods of denoising and image quality enhancement, in preserving the details, texture of images and reducing the damage caused by the noise reduction filter.

Keywords: Wireless Capsule Endoscopy, Enhancing Wireless Capsule Endoscopy Im-

ages, Denoising, Enhancing the Dynamic range.



Faculty Of Computer Engineering

MSc Thesis in Artificial Intelligence

Enhancing Wireless Capsule Endoscopy Images for Illumination and Noise

By: Behnaz Kadkhodaei

Supervisor:

Hamid Hassanpour

December 2020