

سورة الفجر



دانشگاه شاهرود

دانشکده برق و رباتیک

گروه الکترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

# فشرده‌سازی مقیاس پذیر تصاویر سه بعدی پزشکی مبتنی بر کدگذاری حجم مطلوب

فاطمه امانی تاتار

استاد راهنما

دکتر امیدرضا معروضی

شهریور ۱۳۹۴

ماحصل آموخته‌هایم را تقدیم می‌کنم به آنان که مهر آسمانی‌شان آرام‌بخش آلام زمینی‌ام است

به استوارترین تکیه‌گاهم، دستان پر مهر پدرم

به سبزترین نگاه زندگیم، چشمان سبز مادرم

که هرچه آموختم در مکتب عشق شما آموختم و هرچه بگوختم قطره‌ای از دریای بی‌کران مهربانیتان را سپاس توانم بگویم

امروز هستی‌ام به امید شماست و فردا کلید باغ بهشتم رضای شما

پاس و تسلّش خداوندی را سزااست که کسوت هستی را اندام موزون آفرینش پوشانید و تجلیات قدرت لایسزلی رادر مظاهر و آثار

طبیعت نمایان گردانید.

بارها! من بایاد تو، به تو تقرب می جویم و تو را به پیشگاه تو شفیع می آورم و از تو خواستارم، به کرمت، مرا به خودت نزدیک گردانی و

یاد خود را به من الهام کنی و بر من رحمت آوری و به آنچه بهره و نصیب من ساخته ای شتودم قرار دهی و در همه حال به فروتنی ام

و اداری.

از استاد فرزانه جناب آقای دکتر امیررضا معروضی که در کلیه مراحل انجام این پژوهش با خوشروئی، یاری و راهنمایی ام نمودند صمیمانه

تشکر و قدردانی می نمایم.

بچنین از جناب آقای دکتر گریلو که بنده را از راهنمایی های ارزشمند خود بهره مند نمودند سپاسگزارم.

# تعهدنامه

اینجانب فاطمه امانی تاتار دانشجوی دوره‌ی کارشناسی ارشد رشته‌ی مهندسی برق گرایش الکترونیک دانشکده‌ی مهندسی برق و رباتیک دانشگاه شاهرود نویسنده‌ی پایان‌نامه‌ی فشرده‌سازی مقیاس‌پذیر تصاویر سه‌بعدی پزشکی مبتنی بر کدگذاری حجم مطلوب تحت راهنمایی دکتر امیدرضا معروضی متعهد می‌شوم.

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

## تاریخ

## امضای دانشجو

### مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه‌ی حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم‌افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه شاهرود می‌باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات

## چکیده

در این پایان نامه روشی برای فشرده‌سازی مقیاس‌پذیر تصاویر سه بعدی پزشکی همراه با کدگذاری بهینه حجم مطلوب ارائه شده است. روش مذکور در چارچوب کاربردهای درمان از راه دور تعاملی ارائه می‌شود به طوری که کاربران مختلف از راه دور می‌توانند به داده تصویر فشرده که بر روی یک رایانه کاری مرکزی ذخیره شده است دسترسی داشته باشند و انتقال حجم‌های مطلوب مختلف را درخواست نمایند. این روش از تبدیل موجک صحیح سه بعدی و EBCOT سه بعدی برای ایجاد رشته بیتی مقیاس‌پذیر استفاده می‌کند. کدگذاری بهینه حجم مطلوب نیز از طریق یک روش بهینه‌سازی که رشته بیتی خروجی را پس از کدگذاری بازچینی می‌کند محقق می‌گردد به طوری که بیت‌های متعلق به حجم مطلوب در هر نرخ بیتی در بالاترین کیفیت ممکن کدگشایی می‌شوند. فرآیند بازچینی رشته بیتی براساس یک مدل وزن‌دهی صورت می‌گیرد که موقعیت و انرژی متوسط ضرایب موجک در آن دخالت دارند. تابع وزن‌دهی یک تابع نمایی است که سبب می‌شود کیفیت نواحی اطراف حجم مطلوب با نزدیک شدن به آن افزایش یابد. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان داده است روش پیشنهادی به طور متوسط کیفیت حجم مطلوب در تصاویر تست بازسازی شده را برحسب بیشینه نسبت سیگنال به نویز در مقایسه با حالتی که کدگشایی تصویر بدون استفاده از مدل وزن‌دهی صورت می‌گیرد به میزان ۱۰ dB افزایش می‌دهد.

**کلمات کلیدی:** فشرده‌سازی مقیاس‌پذیر، درمان از راه دور تعاملی، فشرده‌سازی تصاویر پزشکی، حجم مطلوب، EBCOT سه بعدی، تبدیل موجک صحیح سه بعدی

## لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱. معروضی ا.ر، امانی ف (۱۳۹۴)، "فشرده‌سازی تصاویر سه بعدی پزشکی با قابلیت مقیاس‌پذیری رزولوشن و کیفیت"، کنفرانس ملی فناوری، انرژی و داده با رویکرد مهندسی برق و کامپیوتر، کرمانشاه، ایران.

۲. امانی ف، معروضی ا.ر، (۱۳۹۴)، "فشرده‌سازی مقیاس‌پذیر تصاویر دو بعدی پزشکی همراه با کدگذاری ناحیه مطلوب"، کنفرانس بین‌المللی یافته‌های نوین پژوهشی در مهندسی برق و علوم کامپیوتر"، تهران، ایران.

## فهرست مطالب

۱	فصل اول	۱
۲	۱-۱ انگیزه ها	۲
۳	۲-۱ مروری بر کارهای گذشته	۳
۵	۳-۱ هدف	۵
۷	۴-۱ ساختار پایان نامه	۷
۹	فصل دوم	۹
۱۰	۱-۲ DWT	۱۰
۱۱	۲-۲ پیاده‌سازی یک بعدی تبدیل موجک با فیلتر Le Gall 5/3 با استفاده از طرح بالابری	۱۱
۱۳	۳-۲ تبدیل صحیح به صحیح	۱۳
۱۵	۴-۲ بلوک کد و بخش	۱۵
۱۷	۵-۲ کدگذاری آنتروپی	۱۷
۱۸	۶-۲ الگوریتم کدگذاری EBCOT	۱۸
۲۱	۱-۶-۲ مرحله انتشار اهمیت (SPP)	۲۱
۲۳	۲-۶-۲ مرحله اصلاح اندازه (MRP)	۲۳
۲۴	۳-۶-۲ پاکسازی (CP)	۲۴
۲۵	۴-۶-۲ EBCOT سه بعدی	۲۵



۲۶	MQ-Coder ۷-۲	
۲۷	۸-۲ تشکیل رشته بیتی لایه‌ای مقیاس پذیر بهینه	
۲۹	۱-۸-۲ پوسته محدب	
۳۰	۹-۲ تخمین اعوجاج در کدگذاری صفحه بیتی	
۳۴	۱-۹-۲ بهینه‌سازی نرخ-اعوجاج پس از فشرده‌سازی	
۳۶	۲-۹-۲ محاسبه فاکتور بهره انرژی	
۳۷	۱۰-۲ سازماندهی رشته بیتی	
۳۷	۱-۱۰-۲ لایه	
۳۹	۲-۱۰-۲ بسته	
۴۱	۱۱-۲ ناحیه مطلوب	
۴۵	فصل سوم	۳
۴۶	۱-۳ روش فشرده‌سازی پیشنهادی	
۴۸	۲-۳ تشکیل رشته بیتی لایه‌ای مقیاس پذیر	
۴۸	۱-۲-۳ بخش بندی دوتایی	
۴۹	۳-۳ بسته بندی	
۵۰	۴-۳ مدل تخصیص وزن	
۵۴	۵-۳ بازچینی رشته بیتی	

۵۷	..... فصل چهارم	۴
۵۸	..... ۱-۴ معرفی تصاویر تست	
۵۸	..... ۲-۴ سنجش فشردہ سازی	
۶۷	..... ۳-۴ نتیجه گیری	
۶۹	..... ۴-۴ پیشنهادات برای کارهای آینده	

# فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۲: بسط متناوب و متقارن سیگنال دوره محدود "ABCDEFG" ..... ۱۲
- شکل ۲-۲: تبدیل موجک مستقیم (مرحله تجزیه) با استفاده از بالابری ..... ۱۲
- شکل ۳-۲: تبدیل موجک مستقیم (مرحله تجزیه) صحیح با استفاده از بالابری ..... ۱۴
- شکل ۴-۲: قسمت‌بندی بخش در درجه تفکیک  $LL_d$  ..... ۱۶
- شکل ۵-۲: بخش بندی بلوک کد در حوزه سه بعدی ..... ۱۷
- شکل ۶-۲: کدگذاری صفحه بیتی ضرایب موجک ..... ۱۸
- شکل ۷-۲: همسایگی هشت تایی ..... ۲۰
- شکل ۸-۲: الگوی پیمایش نواری در هر مرحله کدگذاری به همراه همسایگی هشت تایی ..... ۲۱
- شکل ۹-۲: الگوی اسکن نواری در حالت سه بعدی ..... ۲۶
- شکل ۱۰-۲: MQ coder ..... ۲۷
- شکل ۱۱-۲: منحنی پوسته محدب ..... ۳۰
- شکل ۱۲-۲: زیرباندهای حاصل از اعمال D سطح تجزیه به سیگنال یک بعدی  $x(n)$  ..... ۳۶
- شکل ۱۳-۲: نمایش بخش‌های سطح درجه تفکیک میانی  $m$  ..... ۳۸

- شکل ۲-۱۴: نمایش توزیع سهم بلوک کدها در لایه‌های کیفیت ..... ۳۹
- شکل ۲-۱۵: بلوک کدهای یک بخش در درجه تفکیک میانی  $m$  ..... ۴۰
- شکل ۲-۱۶: مقایسه دو روش GSB و Maxshift ..... ۴۲
- شکل ۳-۱: بلوک دیاگرام روش فشرده‌سازی پیشنهادی ..... ۴۶
- شکل ۳-۲: نمایش زیرباندهای حاصل از اعمال دو سطح تجزیه موجک سه بعدی ..... ۴۷
- شکل ۳-۳: تخصیص وزن به بخش  $P_i$  طبق مقادیر مختلف  $P_i$  و  $B_i$  ..... ۵۴
- شکل ۴-۱: مقایسه مقادیر PSNR در VOI و BG در نرخ بیت‌های مختلف ..... ۶۱
- شکل ۴-۲: مقایسه کیفیت نواحی VOI و BG در برش شماره ۱۹، تصاویر تست ۱ و ۳ در نرخ بیت ..... ۶۲
- ..... ۰/۲
- شکل ۴-۳: مقایسه کیفیت نواحی VOI و BG در برش شماره ۵، تصویر تست ۲ در نرخ بیت ۰/۲ ..... ۶۴
- شکل ۴-۴: مقایسه روند افزایش کیفیت VOI و BG در برش شماره ۱۹ توالی تست ۱ ..... ۶۵
- شکل ۴-۵: مقایسه روند افزایش کیفیت VOI و BG در برش شماره ۱۹ توالی تست ۳ ..... ۶۶

## فهرست جدول‌ها

- جدول ۱-۲: ضرایب فیلتر تجزیه و بازسازی Le Gall 5/3 ..... ۱۱
- جدول ۲-۲: تخصیص فحواها در واحد ZC ..... ۲۲
- جدول ۳-۲: تخصیص فحواها در واحد SC ..... ۲۳
- جدول ۴-۲: تخصیص فحواها در واحد MR ..... ۲۴
- جدول ۵-۲: مربع خطا و کاهش مربع خطای ناشی از بیت‌های اصلاح و اهمیت ..... ۳۳
- جدول ۶-۲: مثالی از تشکیل بسته ..... ۴۰
- جدول ۷-۲: تشکیل بسته ..... ۴۱
- جدول ۱-۴: مشخصات توالی تست، مختصات VOI و ابعاد بلوک کد. .... ۵۸
- جدول ۲-۴: نسبت فشرده‌سازی و نرخ بیت تصویر در حالت فشرده‌سازی بدون اتلاف ..... ۵۹
- جدول ۳-۴: مقایسه مقادیر PSNR در VOI با استفاده از دو روش کدگشایی ..... ۶۷

## اتصارات

MRI	Magnetic Resonance Imaging
CT	Computed Tomography
DWT	Discrete Wavelet Transform
EZW	Embedded Zerotree Wavelet Coding
SPIHT	Set Partitioning In Hierarchical Trees
EBCOT	Embedded Block Coding with Optimized Truncation
VOI	Volume Of Interest
3D SBHP	3D Sub-band Block Hierarchical Partitioning
GSB	General Scaling-Based
3D-IWT	3D-Integer Wavelet Transform
RLC	Run Length Coding
ZC	Zero Coding
MR	Magnitude Refinement
SC	Sign Coding
PCRD	Post Compression Rate Distortion Optimization

# فصل اول

## مقدمه

## ۱-۱ انگیزه ها

تصاویر حجمی پزشکی، مانند تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI<sup>۱</sup>) و سی تی (CT<sup>۲</sup>) به یک استاندارد در سیستم سلامت و عضو جدایی ناپذیر پرونده پزشکی بیمار تبدیل شده اند. انتقال و ذخیره سازی چنین داده های سه بعدی نیازمند حجم عظیمی از منابع می باشد. به طور مثال، تنها یک توالی MRI از مغز یک انسان شامل برش هایی با ابعاد ۵۱۲×۵۱۲ که با فاصله ۱ mm گرفته شده اند، به راحتی بیش از ۱۰۰ MB داده ایجاد می کند.

همگام با گسترش کاربردهای تصویربرداری پزشکی در بهداشت و درمان، همینطور گرایش روزافزون به فنون نوین درمان نظیر درمان از راه دور<sup>۳</sup>، بکارگیری روش های فشرده سازی تصویر به منظور کاهش ملزومات ذخیره سازی و پهنای باند لازم برای ذخیره و تبادل داده های مربوطه، ضروری به نظر می رسد.

در طراحی روش فشرده سازی، قابلیت دستیابی تصادفی به همراه مقیاس پذیری کیفیت و درجه تفکیک<sup>۴</sup> اهمیت بسیاری دارد. منظور از دستیابی تصادفی، قابلیت کدگشایی هر بخش دلخواه از تصویر بدون نیاز به کدگشایی کل تصویر است. این قابلیت از طریق تقسیم زیرباندها به بلوک کد و کد کردن آنها به صورت کاملاً مستقل امکان پذیر می شود. با وجود این قابلیت برای کدگشایی یک بخش از تصویر نیاز به کدگشایی کل داده تصویر نیست. کافی است داده بخش مورد نظر از میان داده فشرده تصویر استخراج و کدگشایی شود. به قابلیت کدگشایی تصویر در سطوح مختلف درجه تفکیک و کیفیت به ترتیب مقیاس پذیری درجه تفکیک و کیفیت گفته می شود. مقیاس پذیری کیفیت به خصوص در کاربردهای درمان از راه دور تعاملی حائز اهمیت است، به طوریکه کاربران (رادیولوژیست ها یا پزشکان)

---

<sup>۱</sup> Magnetic Resonance Imaging

<sup>۲</sup> Computed Tomography

<sup>۳</sup> Telemedicine

<sup>۴</sup> Resolution



دارای امکانات ارتباطی با پهنای باند محدود نیز بتوانند با انتخاب سطح کیفی و یا درجه تفکیک قابل قبول با استفاده از یک سیستم بازیابی تصویر از راه دور به یک رایانه کاری<sup>۱</sup> مرکزی متصل شوند و به داده تصویر فشرده دسترسی داشته باشند.

در صورتیکه یک کاربر پهنای باند محدودی در اختیار داشته باشد و امکان دریافت کل داده فشرده تصویری را که بر روی رایانه کاری ذخیره شده است نداشته باشد می‌تواند انتقال سطح کیفی پایین‌تری از تصویر را درخواست نماید. در عین حال ممکن است بنا به تشخیص کاربر ناحیه‌ای از تصویر سه بعدی نسبت به سایر نواحی آن اهمیت بیشتری داشته باشد. پس با وجود محدودیت در انتخاب سطح کیفی باید بتوان به نحوی ناحیه مطلوب را با کیفیت بالاتری نسبت به سایر نواحی کدگذاری کرد. در کاربردهای تعاملی انتخاب ناحیه مطلوب پس از فشرده‌سازی تصویر صورت می‌گیرد، بنابراین کاربران مختلف می‌توانند نواحی مطلوب مختلفی را انتخاب نمایند تا در سطح کیفی بالاتری کدگذاری شود. در حالت سه بعدی گاهی ناحیه مطلوب را حجم مطلوب (VOI<sup>۲</sup>) می‌نامند.

## ۱-۲ مروری بر کارهای گذشته

در گذشته برای فشرده‌سازی تصاویر پزشکی سه بعدی چندین روش پیشنهاد شده است که برخی از آن‌ها مقیاس‌پذیری کیفیت و درجه تفکیک را همراه با بازسازی بدون اتلاف فراهم می‌آورند [۱]-[۶]. این روش‌ها مبتنی بر تبدیل موجک گسسته (DWT<sup>۳</sup>) هستند که بنا بر مشخصه ذاتی آن، یک رشته بیتی تولید می‌کند که از نظر درجه تفکیک مقیاس‌پذیر است. مقیاس‌پذیری کیفیت هم براساس الگوریتم‌های کدگذاری آنتروپی صفحه بیتی مانند الگوریتم‌های کدگذاری جاسازی شده موجک درخت صفر (EZW<sup>۴</sup>).

---

<sup>۱</sup> Server

<sup>۲</sup> Volume Of Interest

<sup>۳</sup> Discrete Wavelet Transform

<sup>۴</sup> Embedded Zerotree Wavelet Coding

قسمت‌بندی مجموعه درخت‌های سلسله‌مراتبی (<sup>۱</sup>SPIHT)، کدگذاری بلوکی جاسازی شده همراه با برش بهینه (<sup>۲</sup>EBCOT) که از همبستگی بین ضرایب موجک بهره برداری می‌کند به‌دست می‌آید [۷]-[۹]. این روش‌های فشرده‌سازی قابلیت کدگشایی حجم مطلوب یا به‌عبارتی بازسازی حجم مطلوب در کیفیتی بالاتر از سایر بخش‌های تصویر سه بعدی را ندارند.

اخیراً شماری از روش‌های فشرده‌سازی تصاویر پزشکی که از کدگشایی حجم مطلوب پشتیبانی می‌کنند پیشنهاد شده‌اند [۱۰]-[۱۳]. در مرجع [۱۰] نویسندگان یک روش فشرده‌سازی مبتنی بر JPEG2000 ارائه کرده‌اند که از کدگذاری حجم مطلوب اولویت بندی شده براساس بافت‌های آناتومی نشان داده شده در تصویر سه بعدی پزشکی پشتیبانی می‌کند. این روش در امتداد برش‌ها از تبدیل موجک گسسته یک بعدی استفاده می‌کند و برش‌های تبدیل یافته را با JPEG2000 کدگذاری می‌کند. در این روش در هر سطح تجزیه، ضرایبی که توصیف‌کننده ناحیه فضایی یکسانی هستند مطابق با سطح انرژی در حوزه فضایی اولویت‌بندی می‌شوند. در مرجع [۱۱] نویسندگان یک روش فشرده‌سازی تصویر پیشنهاد کرده‌اند که از کدگذاری حجم مطلوب پشتیبانی می‌کند و مبتنی بر بخش‌بندی سلسله‌مراتبی بلوکی زیرباند سه بعدی (<sup>۳</sup>3D-SBHP) و یک الگوریتم کدگذاری آنتروپی مقیاس پذیر مبتنی بر تبدیل موجک سه بعدی است. همچنین شماری از پارامترهایی که کارآمد بودن کدگذاری حجم مطلوب را تحت تاثیر قرار می‌دهند شامل اندازه حجم مطلوب، تعداد سطوح تجزیه و نرخ بیت مطلوب مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. نویسندگان با اختصاص دادن اولویت کدگشایی به صفحات بیتی مختلف ضرایب موجک روشی را برای بهینه‌کردن کدگشایی حجم مطلوب ارائه کرده‌اند. در مرجع [۱۲] نویسندگان ویژگی‌های روش‌های مختلف کدگذاری حجم مطلوب اعم از روش‌های مبتنی بر مقیاس‌دهی کلی (<sup>۴</sup>GSB) و

<sup>1</sup> Set Partitioning In Hierarchical Trees

<sup>2</sup> Embedded Block Coding with Optimized Truncation

<sup>3</sup> 3D Sub-band Block Hierarchical Partitioning

<sup>4</sup> General Scaling-Based

جابجایی بیشینه (Maxshift) که توسط استاندارد JPEG2000 پشتیبانی می‌شود را مورد مطالعه قرار داده‌اند [۱۴]. این روش‌های خاص، ضرایب مرتبط با حجم مطلوب را با ضریب مقیاسی بالاتر از ضریب مربوط به پس زمینه مقیاس‌دهی می‌کنند. روش Maxshift از بیشینه مقدار مقیاس‌دهی استفاده می‌کند به‌طوری‌که ضرایب حجم مطلوب کاملاً قبل از هریک از ضرایب پس زمینه کدگذاری می‌شوند. از طرف دیگر روش GSB یک مقدار مقیاس‌دهی کوچکتری را به کار می‌برد به‌طوری‌که حجم مطلوب و پس‌زمینه همزمان کدگذاری می‌شوند. در مرجع [۱۳] برای تصاویر حجمی یک روش کدگذاری حجم مطلوب را ارایه شده است که مبتنی بر روش GSB و تبدیل موجک افقی- شکل است. این روش قابلیت‌های روش GSB را به تصاویر سه بعدی همراه با حجم مطلوب دارای شکل دلخواه اعمال می‌کند و امکان کدگذاری اطلاعات جزئی پس زمینه که مرتبط با حجم مطلوب هستند را فراهم می‌آورد.

### ۳-۱ هدف

هدف اصلی این پایان نامه ارائه روشی برای فشرده‌سازی تصاویر سه بعدی با ویژگی‌های مقیاس‌پذیری کیفیت و درجه تفکیک و بازسازی بدون اتلاف و کدگذاری بهینه حجم مطلوب در هر نرخ بیت دلخواه می‌باشد. ما به صورت ویژه علاقه‌مند به کاربردهای درمان از راه دور تعاملی هستیم به‌طوری‌که کاربران مختلف دارای ارتباطات با پهنای باند محدود بتوانند انتقال نواحی مطلوب مختلفی از یک تصویر سه بعدی فشرده شده و ذخیره شده روی یک رایانه کاری را درخواست نمایند. در این سناریوی خاص بسیار مطلوب است که انتقال نواحی مطلوب مختلف، به تدریج و بدون نیاز به کدگذاری مجدد تصویر بنا به درخواست هر کاربر صورت گیرد. علاوه بر این به‌منظور بهبود تجسم داده، بسیار مطلوب است که انتقال VOI در هر نرخ بیت در بالاترین کیفیت ممکن به همراه نسخه کم کیفیتی از پس زمینه صورت گیرد. این موضوع به لحاظ محتوا اهمیت دارد چرا که کاربر می‌تواند موقعیت VOI را در تصویر اصلی شناسایی کند. در این

پژوهش VOI مکعبی در حوزه فضایی است و می‌تواند طول و عرض و ارتفاع متفاوتی داشته باشد.

روشی که در این پژوهش ارایه می‌شود از تبدیل موجک صحیح سه‌بعدی<sup>1</sup> (3D IWT) و EBCOT سه بعدی به منظور فشرده‌سازی داده‌های تصاویر سه بعدی پزشکی به صورت رشته بیتی لایه‌ای مقیاس‌پذیر از نظر درجه تفکیک و کیفیت با قابلیت بازسازی بدون اتلاف استفاده می‌کند. دستیابی به قابلیت‌های کدگذاری VOI از طریق یک فرآیند بازچینی رشته بیتی پس از فشرده‌سازی صورت می‌گیرد این فرآیند مبتنی بر یک مدل وزن‌دهی است که موقعیت VOI و انرژی متوسط ضرایب موجک را دخالت می‌دهد. روش پیشنهادی به منظور دستیابی به کدگذاری بهینه VOI در هر نرخ بیت پس از فشرده‌سازی از یک روش بهینه‌سازی استفاده می‌کند که کیفیت بازسازی VOI را بیشینه می‌کند.

در این پژوهش:

۱- 3D-IWT به همراه EBCOT سه بعدی به کار می‌رود تا یک رشته بیتی لایه‌ای ایجاد کند که از نظر درجه تفکیک و کیفیت مقیاس‌پذیر است و قابلیت بازسازی بدون اتلاف را دارد.

۲- عمل بازچینی رشته بیتی پس از کدگذاری انجام می‌گیرد بنابراین کدگشایی هر VOI بدون نیاز به کدگذاری مجدد کل تصویر سه بعدی ممکن می‌شود. عمل بازچینی براساس یک مدل وزن‌دهی است که موقعیت VOI و انرژی متوسط ضرایب موجک در آن دخالت دارد.

۳- کد شدن اطلاعات پس زمینه همراه با VOI امکان قرار دادن VOI در محتوای تصویر سه بعدی را فراهم می‌آورد و این تجسم داده را در هر نرخ بیتی بهبود

---

<sup>1</sup> 3D-Integer Wavelet Transform

می‌بخشد.

#### ۴-۱ ساختار پایان نامه

در فصل ۲ مفاهیم پایه مرتبط با روش فشرده‌سازی پیشنهادی بیان می‌شود. فصل ۳ به تشریح روش فشرده‌سازی پیشنهادی می‌پردازد. فصل ۴ شامل نتایج روش پیشنهادی است و چند پیشنهاد برای کارهای آینده در آن آورده شده است.



# فصل دوم

مفاهیم پایه

DWT ویژگی‌هایی دارد که آن را برای بکار رفتن در کاربردهای فشرده‌سازی مناسب ساخته است. مثلاً نمایش چنددرجه تفکیکی ویژگی ذاتی DWT است. همچنین استفاده از فیلترهای DWT صحیح امکان فشرده‌سازی بدون اتلاف و با اتلاف را فراهم می‌آورد [۱۴].

DWT می‌تواند بازگشت‌پذیر یا بازگشت ناپذیر باشد. تبدیل بازگشت‌پذیر در فشرده‌سازی بدون اتلاف کاربرد دارد. فشرده‌سازی بدون اتلاف در کاربردهای پزشکی به‌منظور جلوگیری از تشخیص نادرست حائز اهمیت است. در JPEG2000 تبدیل موجک بازگشت ناپذیر با استفاده از فیلتر دیوچی ۹/۷ پیاده‌سازی می‌شود. تبدیل بازگشت‌پذیر با استفاده از فیلتر دو‌تعامدی Le Gall 5/3 پیاده‌سازی می‌گردد. ضرایب این فیلتر در جدول ۱-۲ آورده شده‌اند.  $H_L$  و  $H_H$  به ترتیب فیلترهای پایین‌گذر و بالاگذر مرحله تجزیه و  $g_L$  و  $g_H$  به ترتیب فیلترهای پایین‌گذر و بالاگذر مرحله بازسازی هستند [۱۵].



جدول ۲-۱: ضرایب فیلتر تجزیه و بازسازی Le Gall 5/3 [۱۵].

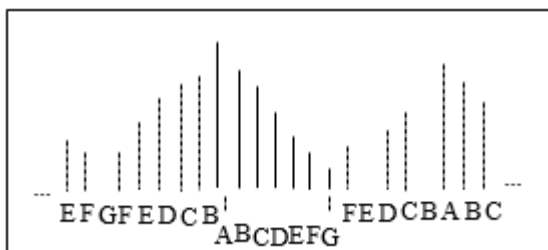
i	ضرایب فیلتر تجزیه		ضرایب فیلتر بازسازی	
	فیلتر پایین گذر $H_L(i)$	فیلتر بالاگذر $H_H(i)$	فیلتر پایین گذر $g_L(i)$	فیلتر بالاگذر $g_H(i)$
0	$\frac{6}{8}$	1	1	$\frac{6}{8}$
$\pm 1$	$\frac{2}{8}$	$-\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$-\frac{2}{8}$
$\pm 2$	$-\frac{1}{8}$			$\frac{1}{8}$

پیاده‌سازی DWT به دو روش انجام می‌گیرد: روش مبتنی بر کانولوشن و روش مبتنی بر بالابری<sup>۱</sup>. فیلتر کردن مبتنی بر کانولوشن شامل انجام ضرب نقطه‌ای بین ماسک فیلتر و سیگنال بسط یافته است. پیاده‌سازی DWT توسط کانولوشن نیاز به حافظه زیادتری نسبت به بالابری دارد. پیاده‌سازی مبتنی بر بالابری در مقایسه با کانولوشن منجر به کاهش چشمگیر حافظه و پیچیدگی محاسباتی می‌شود. ضرایب موجک محاسبه شده با استفاده از بالابری با ضرایب موجک محاسبه شده با کانولوشن یکسان هستند [۱۴].

## ۲-۲ پیاده‌سازی یک بعدی تبدیل موجک با فیلتر Le Gall 5/3 با استفاده از طرح بالابری

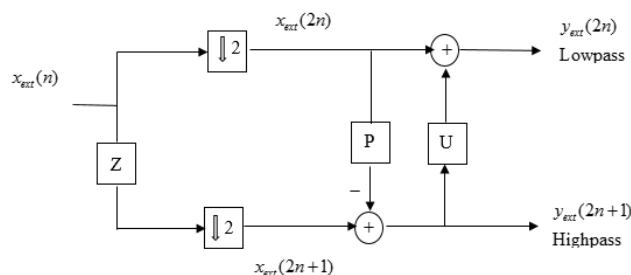
عمل بالابری شامل دو مرحله تخمین و به‌روزرسانی است. نخست سیگنال اصلی یک بعدی به صورت نشان داده شده در شکل ۲-۱ بسط می‌یابد.

<sup>1</sup> Lifting



شکل ۲-۱: بسط متناوب و متقارن سیگنال دوره محدود "ABCDEFG" [۱۵].

سپس نمونه‌های زوج و فرد سیگنال بسط یافته از هم جدا می‌شوند. مرحله تخمین شامل تخمین نمونه‌های فرد سیگنال به صورت ترکیب خطی نمونه‌های زوج و کم کردن آن از نمونه‌های فرد و به دست آوردن خطای تخمین است. خطای تخمین در واقع همان خروجی بالاگذر است. در مرحله به‌روزرسانی، نمونه‌های زوج با اضافه کردن ترکیب خطی نمونه‌های فرد بهبود یافته به آن‌ها به‌روزرسانی می‌شوند. بلوک دیاگرام تبدیل موجک مستقیم (مرحله تجزیه) در شکل ۲-۲ نشان داده شده است.



شکل ۲-۲: بلوک دیاگرام تبدیل موجک مستقیم (مرحله تجزیه) با استفاده از بالابری، P و U به ترتیب بیانگر مرحله تخمین و به‌روزرسانی هستند [۱۵].

عکس تبدیل موجک با معکوس کردن ترتیب اعمال مراحل بالابری و معکوس کردن علامت‌ها انجام می‌گیرد. مراحل تجزیه و بازسازی به ترتیب توسط روابط ۲-۱ و ۲-۲ پیاده‌سازی می‌شوند [۱۴]:

$$\begin{cases} y(2n+1) = x_{ext}(2n+1) - \frac{x_{ext}(2n) + x_{ext}(2n+2)}{2} \\ y(2n) = x_{ext}(2n) + \frac{y(2n-1) + y(2n+1) + 2}{4} \end{cases} \quad 1-2$$

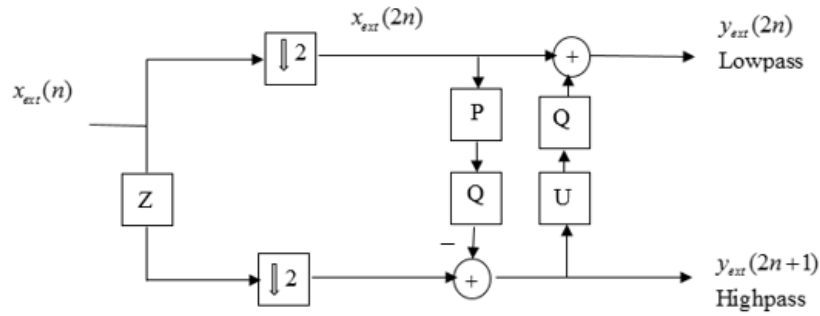
که  $x_{ext}$  سیگنال ورودی بسط یافته،  $y$  سیگنال خروجی (تبدیل یافته سیگنال  $x$ ) و  $[\cdot]$  نماد عملگر گرد کردن به سمت پایین است.

$$\begin{cases} x(2n) = y(2n) - \frac{y(2n-1) + y(2n+1) + 2}{4} \\ x(2n+1) = y(2n+1) + \frac{x(2n) + x(2n+2)}{2} \end{cases} \quad 2-2$$

$y$  سیگنال تبدیل یافته و  $x$  سیگنال بازسازی شده است.

### ۳-۲ تبدیل صحیح به صحیح

وقتی از فیلترهای DWT اعشاری استفاده می‌کنیم ضرایب موجک خروجی از نوع اعشاری هستند. بالابری می‌تواند برای ساختن فیلترهای DWT صحیح به صحیح بکار رود. برای دستیابی به این قابلیت همانطور که در شکل ۳-۲ مشاهده می‌شود چندی‌سازها بلافاصله پس از محاسبه بخش‌های تخمین و به‌روزرسانی و قبل از اصلاح مقادیر نمونه‌های زوج یا فرد وارد عمل می‌شوند. چندی‌ساز عمل برش یا گرد کردن به نزدیک‌ترین عدد صحیح کوچک را انجام می‌دهد و به این ترتیب خروجی با مقدار صحیح تولید می‌کند.



شکل ۳-۲: بلوک دیاگرام تبدیل موجک مستقیم (مرحله تجزیه) صحیح با استفاده از بالابری

[۱۴].

با اضافه کردن چندی ساز به تبدیل موجک، مراحل تجزیه و بازسازی توسط روابط ۳-۲ و ۴-۲ انجام

می‌شوند:

$$\begin{cases} y(2n+1) = x_{ext}(2n+1) - \left[ \frac{x_{ext}(2n) + x_{ext}(2n+2)}{2} \right] \\ y(2n) = x_{ext}(2n) + \left[ \frac{y(2n-1) + y(2n+1) + 2}{4} \right] \end{cases} \quad ۳-۲$$

$$\begin{cases} x(2n) = y(2n) - \left[ \frac{y(2n-1) + y(2n+1) + 2}{4} \right] \\ x(2n+1) = y(2n+1) + \left[ \frac{x(2n) + x(2n+2)}{2} \right] \end{cases} \quad ۴-۲$$

پارمترهای دو رابطه همانند روابط ۱-۲ و ۲-۲ تعریف می‌شوند. عملگر [.] اعداد را به نزدیکترین عدد

صحیح کوچک گرد می‌کند.

تبدیل صحیح به صحیح غیر خطی است بنابراین وقتی تبدیل در سه بعد انجام می‌شود ترتیب اعمال

تبدیل به سطر، ستون و عمق، خروجی نهایی را تحت تاثیر قرار می‌دهد. برای بازیابی بدون اتلاف مقادیر

نمونه‌های اصلی، تبدیل معکوس می‌بایست دقیقاً با عکس ترتیبی که در تبدیل مستقیم انجام شد اعمال

شود. یعنی اگر ترتیب اعمال تبدیل در کدگذار به ترتیب به صورت ستون، سطر و عمق باشد در کدگشا این ترتیب به صورت عمق، سطر و ستون خواهد بود [۱۴].

## ۲-۴ بلوک کد<sup>۱</sup> و بخش<sup>۲</sup>

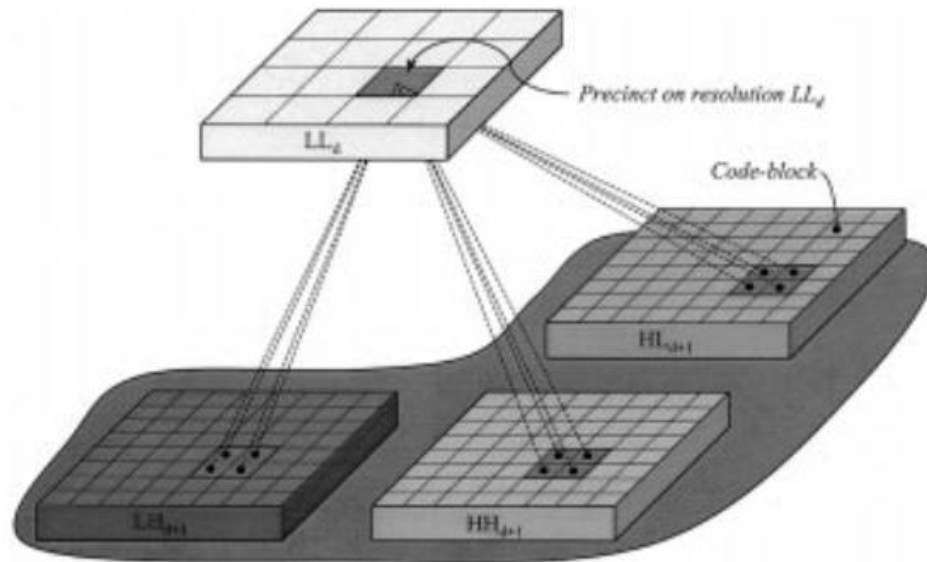
در استاندارد JPEG2000 زیرباندهای حاصل از تجزیه موجک به مستطیل‌های ناهمپوشان به نام بلوک کد تقسیم می‌شوند. بلوک کدها به صورت مستقل کدگذاری می‌شوند. کدشدن مستقل بلوک کدها منبع دسترسی تصادفی فضایی در JPEG2000 است. هر بلوک کد بخاطر محدود بودن طول فیلترهای بازسازی ناحیه تاثیر محدودی در تصویر بازسازی شده دارد. بنابراین با در نظر گرفتن یک ناحیه مطلوب در تصویر، این امکان وجود دارد که بلوک کدهایی که با آن ناحیه اشتراک دارند را یافته و به صورت انتخابی تنها همان بلوک کدها را کدگشایی کرد.

هنگام بازسازی یک ناحیه فضایی خاص از تصویر، ضرایب موجک حاصل از کدگشایی یک بلوک کد تنها مفید نخواهند بود. برای این کار وجود بلوک کدهای سایر زیرباندها که بیانگر همان ناحیه فضایی هستند نیز ضروری است. بنابراین یک قسمت‌بندی درشت‌تر از بلوک کد بنام بخش نیز معرفی می‌شود. بخش، بیانگر گروهی از بلوک کدها در تمام زیرباندهای یک سطح درجه تفکیک است که توصیفگر ناحیه فضایی خاصی از تصویر اصلی است. بنابراین معمولاً یک بخش شامل چند بلوک کد از زیرباندهای مختلف است. همچنانکه در شکل ۲-۴ می‌بینید بخش بیانگر قسمتی از زیرباندهاست که در یک DWT با  $D$  سطح تجزیه در بازسازی زیرباند  $LL_d$  ( $d < D$ ) از روی درجه تفکیک پایین‌تر  $LL_{d+1}$  (در صورت وجود) مشارکت دارند.

---

<sup>1</sup> Code block

<sup>2</sup> Precinct



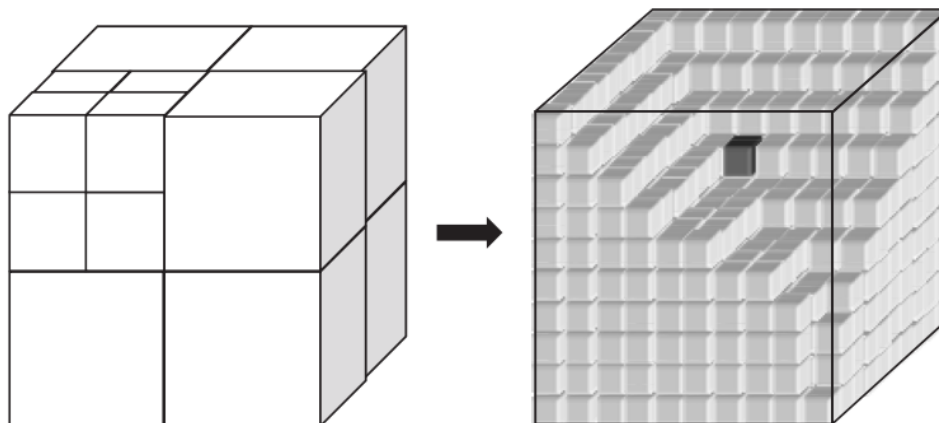
شکل ۲-۴: قسمت‌بندی بخش در درجه تفکیک  $LL_d$ . در این شکل بخش القا شده روی زیرباندهای  $LH_{d+1}$ ،  $HL_{d+1}$  و

$HH_{d+1}$  به‌همرا بلوک کدهای داخل آن نشان داده شده است [۱۶].

یک بخش یک یا چند بلوک کد را دربرمی‌گیرد اما هرگز نمی‌تواند کوچکتر از بلوک کد باشد. با وجود اینکه بلوک کدها هم اندازه هستند اندازه آن‌ها در صورتیکه اندازه بخش‌ها کوچکتر باشد به‌طور اتوماتیک در برخی زیرباندها محدود می‌شود. مثلاً در یک تصویر دو بعدی اگر بلوک کدها  $32 \times 32$  هستند و ابعاد بخش در یک سطح درجه تفکیک خاص طوری تعریف شده است که باید  $16 \times 16$  باشد آنگاه بلوک کدهای آن سطح درجه تفکیک باید  $16 \times 16$  باشد. بخش‌ها تعیین‌کننده دقتی هستند که تصویر از نظر فضایی می‌تواند در آن دقت قابل دستیابی تصادفی باشد.

بخش ۱۰ استاندارد JPEG2000 که به اختصار JP3D نامیده می‌شود به مسأله کدگذاری تصاویر سه بعدی می‌پردازد. در حالت سه بعدی زیرباندهای حاصل از تجزیه موجک به واحدهای مکعبی شکل با ابعاد برابر به نام بلوک کد تقسیم می‌شوند که به‌طور مستقل کدگذاری می‌شوند. شکل ۲-۵ نحوه تقسیم تصویر

سه بعدی تبدیل موجک یافته را به بلوک کدهای هم اندازه نشان می‌دهد. اندازه بلوک کدها در JP3D معمولاً  $16 \times 16 \times 16$  یا  $32 \times 32 \times 32$  است [۱۴].

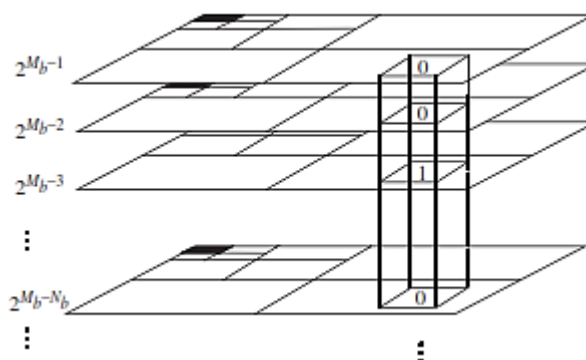


شکل ۲-۵: بخش بندی بلوک کد در حوزه سه بعدی [۱۴].

## ۲-۵ کدگذاری آنروپی

در استاندارد JPEG2000 هر زیرباندی مستقل از سایر زیرباندها کد می‌شود. ضرایب موجک در هر زیرباند کدگذاری می‌شوند و رشته بیتی فشرده ایجاد می‌شود. بعلاوه JPEG2000 از الگوریتم کدگذاری بلوکی در حوزه موجک مانند الگوریتم EBCOT استفاده می‌کند که در آن هر زیرباندی به بلوک‌های مستطیلی کوچک تحت عنوان بلوک کد تقسیم می‌شود و هر بلوک کد به‌طور مستقل کدگذاری می‌شود. کدگذاری مستقل بلوک‌کدها مزایای زیادی از قبیل دستیابی تصادفی به بخش‌های مختلف تصویر، موازی‌سازی، کنترل نرخ کارآمد و انعطاف‌پذیری در سازماندهی رشته بیتی نهایی را به‌همراه دارد. شکل ۲-۶ شماتیک چند صفحه بیتی<sup>۱</sup> ضرایب موجک را نشان می‌دهد.

<sup>۱</sup> Multi bit plane



شکل ۲-۶: کدگذاری صفحه بیتی ضرایب موجک [۱۴].

یک ضریب موجک غیر مهم نامیده می‌شود اگر هنوز صفر است. مثلاً ضریب نشان داده شده در شکل ۲-۶ بعد از کدگذاری دو با ارزشترین صفحه بیتی هنوز غیر مهم است. یک بار که بیت غیر صفرکد شود ضریب مهم می‌شود و علامت آن نیز کدگذاری می‌شود. وقتی ضریب مهم شود، تمام بیت‌های بعدی آن بیت‌های اصلاح نامیده می‌شوند. چون DWT عمده انرژی را در زیرباندهای فرکانس پایین انباشته می‌کند اغلب ضرایب موجک اندازه کوچکی خواهند داشت. در نتیجه بسیاری از ضرایب موجک در صفحات بیتی اول غیر مهم خواهند بود که این منجر به این خواهد شد که محتوای فرکانسی آن صفحات بیتی پایین باشد. JPEG2000 برای بهره‌برداری از تزیاید صفحات بیتی از روش کدگذاری کارآمدی تحت عنوان کدگذاری حسابی دودویی تطبیقی مبتنی بر فحوا<sup>۱</sup> استفاده می‌کند که باختصار MQ-Coder نامیده می‌شود [۱۴]. در ادامه به معرفی روش کدگذاری EBCOT و MQ-Coder می‌پردازیم.

## ۲-۶ الگوریتم کدگذاری EBCOT

الگوریتم کدگذاری EBCOT در قسمت کدگذاری استاندارد JPEG2000 استفاده شده است. این کدگذار از نوع صفحه بیتی است. به این معنا که برای کدگذاری مجموعه‌ای از ضرایب، صفحات بیتی را از

<sup>۱</sup> Context based adaptive binary arithmetic coding



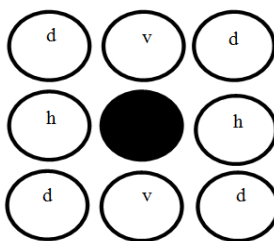
با ارزشترین صفحه بیتی به کم ارزشترین صفحه بیتی کدگذاری می‌کند. هر صفحه بیتی به جای کد شدن در یک مرحله در سه مرحله کدگذاری می‌شود. به این مراحل کدگذاری صفحه بیتی کسری<sup>۱</sup> نیز گفته می‌شود. هدف از کدگذاری صفحه بیتی در سه مرحله این است که بتوان این رشته بیتی را در انتهای هر مرحله کدگذاری برش زد و به قابلیت جاسازی بهینه دست یافت. مزیت اصلی این راهکار این است که ابتدا اطلاعاتی کد می‌شوند که بیشترین کاهش اعوجاج را به‌زای کمترین افزایش اندازه داده فشرده ایجاد می‌کنند. علاوه بر این زیاد بودن تعداد کاندیداهای نقاط برش، پیاده سازی کنترل نرخ بهینه را که در آن رشته‌های بیتی بلوک‌کدهای مستقل برای دستیابی به یک نرخ بیت هدف برش می‌خورند، تسهیل می‌کند.

در جاسازی بهینه، ابتدا باید داده دارای بیشترین کاهش اعوجاج بازای بیت متوسط نمایش داده فشرده کد شود. می‌توان نشان داد برای ضریبی که هنوز غیر مهم است، کاهش اعوجاج بازای بیت متوسط نمایش فشرده با افزایش احتمال مهم شدن ضریب ( $\rho_s$ ) افزایش می‌یابد. به لحاظ تئوری می‌توان کد کردن را از ضرایب غیر مهم با بالاترین احتمال مهم شدن  $\rho_s$  شروع کرد تا برسد به ضرایبی که احتمال مهم شدن آن‌ها حدود ۱ درصد است. به این ترتیب می‌توان به جاسازی بهینه دست یافت. محاسبه مقادیر  $\rho_s$  برای هر ضریب خسته‌کننده و کاری همراه با تقریب است، بنابراین کدگذار JPEG2000 به جای این کار داده‌های صفحه بیتی را به سه گروه تقسیم می‌کند و هر گروه را در طول یک مرحله کدگذاری می‌کند. به هر ضریب در بلوک کد یک حالت دودویی بنام حالت اهمیت آن ضریب اختصاص داده می‌شود که در شروع کدگذاری صفر (غیر مهم) است. حالت اهمیت وقتی که نخستین بیت اندازه غیر صفر شناسایی می‌شود از صفر به یک تغییر می‌کند. فحوای هر نماد تولید شده برای یک ضریب از روی حالت اهمیت همسایگی هشت‌تایی آن ضریب تشخیص داده می‌شود [۱۴]. همسایگی هشت‌تایی در شکل ۲-۷ نشان

---

<sup>۱</sup> Fractional bit plane

داده شده است.



شکل ۲-۷: همسایگی هشت تایی

در مرحله اول، که تحت عنوان مرحله انتشار اهمیت شناخته می‌شود، ضرایب غیر مهمی که بیشترین احتمال مهم شدن را دارند و توسط هشت همسایه مجاورشان مشخص می‌شوند کدگذاری می‌شوند. در مرحله دوم که تحت عنوان مرحله اصلاح اندازه شناخته می‌شود ضرایب مهم توسط نمایش بیت آن‌ها در صفحه بیتی فعلی اصلاح می‌شوند. در نهایت در مرحله پاکسازی، باقی ضرایب صفحه بیتی که کمترین احتمال مهم شدن را دارند کدگذاری می‌شوند. برای کد کردن صفحات بیتی از چهار واحد کدگذاری پایه استفاده می‌شود: واحد دوره تداوم ( $RLC^1$ )، واحد کدگذاری صفر ( $ZC^2$ )، واحد اصلاح اندازه ( $MR^3$ )، و واحد کدگذاری علامت ( $SC^4$ ). ترتیب پیمایش<sup>۵</sup> ضرایب در هر مرحله به صورت نوار به نوار است که عرض نوار ۴ ضریب است. پیمایش نواری برای سهولت پیاده‌سازی سخت‌افزاری و نرم‌افزاری است. در ادامه هر مرحله بطور جزئی‌تر بررسی می‌شود. شکل ۲-۸ پیمایش نواری و همسایگی هشت تایی هر ضریب را نشان می‌دهد.

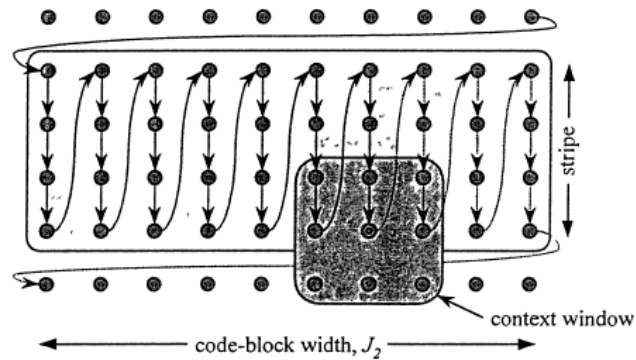
<sup>1</sup> Run Length Coding

<sup>2</sup> Zero Coding

<sup>3</sup> Magnitude Refinement

<sup>4</sup> Sign Coding

<sup>5</sup> Scan



شکل ۲-۸: الگوی پیمایش نواری در هر مرحله کدگذاری و همسایگی هشت تایی [۱۵].

### ۲-۶-۱ مرحله انتشار اهمیت (SPP<sup>۱</sup>)

در طول مرحله انتشار اهمیت، ضرایب غیر مهمی که بیشترین احتمال مهم شدن در صفحه بیتی فعلی را دارند با استفاده از واحد ZC کدگذاری می‌شوند. هر نمونه که در حال حاضر غیر مهم است اما براساس اطلاعات کد شده تا آن نقطه، حداقل یک همسایه مهم دارد در این مرحله کد می‌شود. به مجرد اینکه یک ضریب کد شد، حالت اهمیت آن به‌روز می‌گردد به‌طوری‌که کد شدن ضرایب بعدی را در آن مرحله کدگذاری تحت تاثیر قرار می‌دهد. حالت اهمیت ضریب با استفاده از فحوای که براساس حالت اهمیت همسایه‌های مجاور آن ضریب مشخص می‌شوند کدگذاری می‌شود. برچسب‌گذاری این فحواها در جدول ۲-۲ نشان داده شده است. در این جدول  $k^h$ ،  $k^v$  و  $k^d$  به ترتیب بیانگر تعداد همسایه‌های مهم افقی، عمودی و قطری می‌باشند.

<sup>۱</sup> Significance Propagation Pass

جدول ۲-۲: تخصیص فحواها در واحد ZC.

LL and LH Subbands			HL Subband			HH Subband		$K^{ZC}$
$K^h$	$K^v$	$K^d$	$K^h$	$K^v$	$K^d$	$K^d$	$K^h + K^v$	
0	0	0	0	0	0	0	0	ZC0
0	0	1	0	0	1	0	1	ZC1
0	0	$\geq 2$	0	0	$\geq 2$	0	$\geq 2$	ZC2
0	1	x	1	0	x	1	0	ZC3
0	2	x	2	0	x	1	1	ZC4
1	0	0	0	1	0	1	$\geq 2$	ZC5
1	0	$\geq 1$	0	1	$\geq 1$	2	0	ZC6
1	$\geq 1$	x	$\geq 1$	1	x	2	$\geq 1$	ZC7
2	x	x	x	2	x	$\geq 3$	x	ZC8
x: don't care								

چون بلوک کدها به طور مستقل کد می‌شوند، اگر یک نمونه در مرز بلوک قرار گیرد تنها همسایه‌های مجاوری که مربوط به بلوک کد فعلی هستند در نظر گرفته می‌شوند و حالت اهمیت همسایه‌های خارج از بلوک کد غیر مهم در نظر گرفته می‌شود.

اگر ضربی در این مرحله مهم شناخته شود، علامت آن نیز باید کد شود. تکنیک EBCOT برای کدگذاری علامت از پیش‌بینی مبتنی بر علامت چهار همسایه موجود استفاده می‌کند. مقدار علامت با استفاده از پنج فحوا که از روی اهمیت و علامت چهار همسایه افقی و عمودی مشخص می‌شود کد می‌شود. تخصیص فحواهای واحد SC در جدول ۲-۳ خلاصه شده است.

جدول ۲-۳: تخصیص فحواها در واحد SC،  $K^{SC}$  فحوای مربوطه و  $\hat{X}$  علامت پیش بینی شده است.

$X^h$	$X^v$	$K^{SC}$	$\hat{X}$
1	1	SC4	1
1	0	SC3	1
1	-1	SC2	1
0	1	SC1	1
0	0	SC0	1
0	-1	SC1	-1
-1	1	SC2	-1
-1	0	SC3	-1
-1	-1	SC4	-1

نمادهای  $X^h$  و  $X^v$  به ترتیب بیانگر علامت دو همسایه افقی و عمودی می‌باشند. اگر دو همسایه علامت مخالف هم داشته باشند یا اینکه هر دو هنوز علامتی دریافت نکرده باشند،  $X^h = 0$  است. اگر دو همسایه مثبت باشند یا یکی از همسایه‌ها مثبت و دیگری هنوز علامتی دریافت نکرده باشد  $X^h = 1$  است. اگر هر دو همسایه منفی باشند و یا اگر یکی از همسایه‌ها منفی باشد و دیگری هنوز علامتی دریافت نکرده باشد  $X^h = -1$  است.  $X^v$  نیز به طریق مشابه تعیین می‌شود.

## ۲-۶-۲ مرحله اصلاح اندازه (MRP<sup>1</sup>)

در این مرحله که از واحد کدگذاری MR استفاده می‌شود، بیت اندازه ضربی که در صفحات بیتی قبلی مهم شناخته شده است با استفاده از سه فحوا کدگذاری می‌شود. در صورتیکه بیت اندازه‌ای که کد می‌شود اولین بیت اصلاح باشد به عبارت دیگر اگر اولین بار است که واحد MR به بیت مورد نظر اعمال

<sup>1</sup> Magnetude Refinement Pass

می‌شود، بیت اصلاح با استفاده از دو فحوا و براساس اهمیت هشت همسایه مجاور کدگذاری می‌شود. در غیر اینصورت کدگذاری با استفاده از یک فحوا و بدون توجه به مقادیر همسایه‌ها انجام می‌گیرد. سه فحوایی که در این واحد به کار گرفته می‌شوند در جدول ۲-۴ نشان داده شده‌اند. این فحوها با علامتهای MR0 تا MR2 مشخص شده‌اند.

جدول ۲-۴: تخصیص فحوها در واحد MR.

$\tilde{\sigma}$	$K^h + K^v$	$K^{MR}$
0	0	MR0
0	$0 \neq$	MR1
1	x	MR2

مقدار پارامترهای  $k^v$  و  $k^h$  نیز به همان طریقی تعریف می‌شود که در واحد پایه‌ی ZC (در مرحله انتشار اهمیت) تعریف شد.

## ۲-۶-۳ پاکسازی (CP<sup>۱</sup>)

ضرایبی که در دومرحله قبل کد نشده‌اند در مرحله پاکسازی کد می‌شوند. درکل ضرایبی که در این مرحله کدگذاری می‌شوند  $\rho_s$  بسیار کوچکی دارند و انتظار می‌رود غیر مهم باقی بمانند، درنتیجه حالت خاصی تحت عنوان حالت تداوم<sup>۲</sup> بکار می‌رود تا چندین نمونه غیر مهم را تنها با یک نماد باینری کد کند. درصورتی وارد حالت تداوم می‌شویم که تمام چهار ضریب در ستون عمودی نوار همسایه‌های غیر مهم داشته باشند. در حالت تداوم، یک نماد دودویی یا یک فحوا کدگذاری می‌شود تا مشخص کند هرچهار

<sup>1</sup> Clean-up Pass

<sup>2</sup> Run Mode

نمونه در ستون عمودی غیر مهم باقی می‌ماند یا خیر. در صورتیکه پاسخ منفی باشد این مقدار دودویی ۱ می‌شود و به دنبال آن دو بیت دیگر نیز کدگذاری می‌شوند تا مکان اولین ضریب مهم در ستون عمودی را کد کنند. لازم بذکر است که حالت تداوم تاثیر چشمگیری بر کارآمدی فشرده‌سازی دارد و اساساً برای بهبود عملکرد کدگذار بکار می‌رود. پس از اینکه موقعیت اولین ضریب غیر صفر در حالت تداوم مشخص شد، علامت آن نیز کدگذاری می‌شود. باقی نمونه‌ها در ستون عمودی با استفاده از واحد ZC و با استفاده از ۹ فحوا کدگذاری می‌شوند و این روند تا زمانیکه دوباره شرایط وارد شدن به حالت تداوم پیش بیاید ادامه می‌یابد.

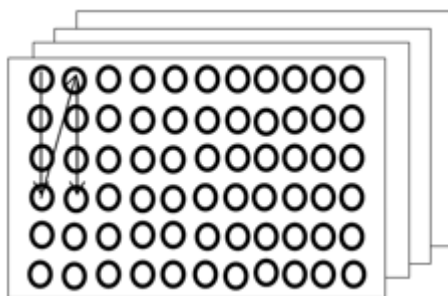
چون حالت اهمیت تمام ضرایب در اولین با ارزشترین صفحه بیتی صفر است به اولین صفحه بیتی غیر صفر فقط مرحله پاکسازی اعمال می‌شود. اما در صفحات بیتی بعدی از هر سه مرحله کدگذاری (انتشار اهمیت، اصلاح اندازه، و پاکسازی) استفاده می‌شود [۱۴].

## ۲-۶-۴ EBCOT سه بعدی

EBCOT سه بعدی فقط اندکی با EBCOT دو بعدی تفاوت دارد. هر بلوک سه بعدی حاوی ضرایب موجک، به‌طور مستقل به‌صورت رشته بیتی جاسازی شده کد می‌شود. الگوریتم EBCOT سه بعدی ضرایب را به‌صورت صفحه بیتی به صفحه بیتی و با شروع از با ارزشترین صفحه بیتی تا کم ارزشترین صفحه بیتی کد می‌کند. لازم بذکر است که صفحات بیتی در EBCOT سه بعدی در واقع حجم‌های بیتی سه بعدی هستند. به هریک از صفحات این حجم یک صفحه بیتی-برش<sup>۱</sup> گفته می‌شود. در داخل هر صفحه بیتی-برش الگوی پیمایش همانند حالت دوبعدی به صورت نوار به نوار است. این ترتیب پیمایش در شکل ۲-۹ نشان داده شده است.

---

<sup>1</sup> Bit plane-slice



شکل ۲-۹: الگوی اسکن نواری در حالت سه بعدی [۱۴].

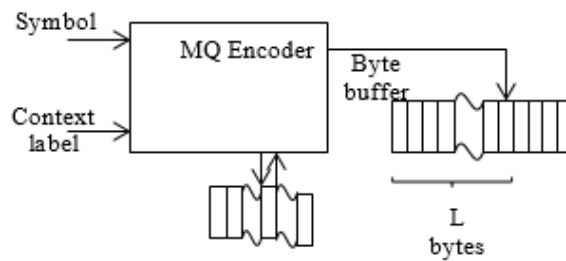
در EBCOT سه بعدی نیز سه مرحله کدگذاری به صفحات بیتی اعمال می‌شود. این مراحل دقیقاً مانند مراحل EBCOT دوبعدی عمل می‌کنند. مرحله انتشار اهمیت بیت‌هایی را که تاکنون مهم شناخته نشده‌اند اما حداقل یک همسایه مهم دارند کد می‌کند. در مرحله اصلاح اندازه، بیت‌ها یا ضرایبی کد می‌شوند که در صفحات بیتی قبلی مهم شناخته شده باشند. مرحله پاکسازی تمام ضرایبی را که در دو مرحله قبل کد نشده‌اند کد می‌کند.

همچنین با اینکه بلوک کدها سه بعدی هستند، EBCOT سه بعدی و دوبعدی هر دو از جداول فحوای یکسان برای کد کردن نمادهای باینری استفاده می‌کنند. برای هر بلوک کد یک رشته بیتی تولید می‌شود که می‌تواند در نقاط خاصی برش بخورد [۱۴].

## MQ-Coder ۲-۷

MQ coder را مطابق شکل ۲-۱۰ می‌توان به صورت ماشینی تصور کرد که دنباله‌ای از نمادهای ورودی  $x_n \in \{0,1\}$  و فحواهای مربوطه را به یک رشته بیتی نگاشت می‌دهد. رشته بیتی همچنانکه جفت نماد و فحوا از کدگذار صفحه بیتی می‌رسند به صورت تدریجی تولید می‌شود [۱۶].





شکل ۲-۱۰: MQ coder [۱۶].

وفقی بودن آن از طریق به‌روز رسانی تخمین احتمال یک نماد براساس مقدار کنونی و پیشینه آن تحقق می‌پذیرد. درکل، توزیع احتمال هر نماد باینری در یک ضریب موجک تحت تاثیر تمام بیت‌های از قبل گذشته متناظر با آن ضریب و مقدار همسایه‌های مجاور آن است. تخمین احتمال یک نماد باینری از روی فحوای آن صورت می‌گیرد. فحوای هر نماد با توجه به اهمیت فعلی نماد و اطلاعات اهمیت هشت همسایه مجاور آن در صفحات بیتی قبلی و فعلی براساس اطلاعات کد شده تا آن نقطه تعیین می‌شود. در کدگذاری حسابی مبتنی بر فحوا، تخمین احتمال جداگانه‌ای برای هر فحوا نگهداری می‌شود که این تخمین احتمال هر بار که یک نماد با آن فحوا کد می‌شود به‌روز می‌گردد [۱۴].

## ۲-۸ تشکیل رشته بیتی لایه‌ای مقیاس‌پذیر بهینه

رشته بیتی هر بلوک کد می‌تواند به‌واسطه فرآیند کدگذاری که با استفاده از چند مرحله کدگذاری انجام می‌شود به‌طور مستقل به مجموعه‌ای از طول‌های مختلف برش داده شود. طول و اعوجاج متناظر با هر نقطه برش طی فرآیند کدگذاری محاسبه و یا تخمین زده می‌شوند. یک فرآیند بهینه‌سازی اعوجاج-طول پس از فشرده‌سازی (PCRD-Opt<sup>1</sup>) به رشته‌های بیتی حاصل از کدگذاری بلوک کدها اعمال می‌شود تا اعوجاج کل تصویر را تحت قید طول رشته بیتی کل تصویر حداقل کند. فرض کنید

<sup>1</sup> Post Compression Rate Distortion Optimization

$z = 0, 1, \dots, Z_i$  مجموعه نقاط برش رشته بی‌تی بلوک کد  $B_i$  باشد، قید طول به صورت رابطه ۵-۲ تعریف می‌شود.

$$L = \sum_i L_i^{(z_i)} \leq L_{\max} \quad ۵-۲$$

$L$  طول رشته بی‌تی کل تصویر،  $L_i^{(z_i)}$  طول رشته بی‌تی برش خورده بلوک کد  $B_i$  در نقطه برش  $z_i$  و  $L_{\max}$  بیشینه طول رشته بی‌تی مجاز است. فرض می‌کنیم اعوجاج کل تصویر مجموع اعوجاج‌های هر یک از بلوک کدها باشد. بنابراین اعوجاج کل از رابطه ۶-۲ به دست می‌آید:

$$D = \sum_i D_i^{(z_i)} \quad ۶-۲$$

$D$  اعوجاج کل تصویر و  $D_i^{(z_i)}$  اعوجاج بلوک کد  $B_i$  در اثر برش تا نقطه برش  $z_i$  است.

فرض کنید  $\{z_{i,\lambda}\}$  مجموعه نقاط برشی باشد که معادله زیر را برای  $\lambda > 0$  حداقل می‌کند:

$$D(\lambda) + \lambda L(\lambda) = \sum_i (D_i^{(z_{i,\lambda})} + \lambda L_i^{(z_{i,\lambda})}) \quad ۷-۲$$

$D$  اعوجاج کل تصویر و  $L$  طول رشته بی‌تی کل تصویر،  $\lambda$  ضرب‌کننده لاگرانژ و از جنس شیب اعوجاج-طول و  $D_i^{(z_{i,\lambda})}$  و  $L_i^{(z_{i,\lambda})}$  به ترتیب اعوجاج و طول رشته بی‌تی بلوک کد  $B_i$  و متناظر با نقطه برش  $z_i$  است. این نقاط برش بهینه هستند به این معنا که اعوجاج کل  $D$  نمی‌تواند بدون افزایش  $L$  بیش از این کاهش یابد. بنابراین اگر  $\lambda$  ای را بیابیم به‌طوری‌که مجموعه  $\{z_{i,\lambda}\}$  که معادله ۷-۲ را حداقل می‌کند منجر به  $L(\lambda) = L_{\max}$  شود آنگاه این مجموعه نقاط، جواب مساله بهینه‌سازی خواهند بود. برای هر  $\lambda$  مورد نظر، حداقل کردن معادله ۷-۲ تبدیل به مساله حداقل کردن  $D_i^{(z_i)} + \lambda L_i^{(z_i)}$  برای هر بلوک کد به‌طور مستقل خواهد شد.

نشان داده می‌شود نقاطی که این معادله را حداقل می‌کنند روی یک منحنی به نام پوسته محدب<sup>۱</sup> قرار می‌گیرند به طوری که شیب نقاط  $h$  روی این منحنی تابعی نزولی از طول است. پس از اعمال روش پوسته محدب مجموعه نقاط برش احتمالی  $H_i$  را یافته و الگوریتم بهینه‌سازی فقط به نقاط  $h \in H_i$  اعمال می‌شود تا پیچیدگی محاسباتی فرآیند کاهش یابد. مساله بهینه‌سازی کلی به صورت زیر توصیف می‌شود:

$$\begin{aligned} \lambda^{opt} &= \min\{\lambda \mid L(\lambda) \leq L_{\max}\} = \min\{\lambda \mid \sum_i L_i^{(z_i, \lambda)} \leq L_{\max}\} \\ &= \min\{\lambda \mid \sum_i L_i^{(z_i)} \Big|_{z=\max\{h \in H_i \mid \lambda_i(h)\lambda\}} \leq L_{\max}\} \end{aligned} \quad ۸-۲$$

$L(\lambda)$  طول رشته بیتی کل تصویر متناظر با شیب  $\lambda$ ،  $L_i^{(z_i)}$  طول رشته بیتی بلوک  $B_i$  در نقطه برش  $z_i$ ،  $H$  مجموعه نقاط روی منحنی پوسته محدب و  $h$  اندیس نقاط برش در  $H$  است.  $\lambda$  و  $L_{\max}$  همانند معادلات ۲-۳ و ۲-۵ تعریف می‌شوند. شیب بهینه  $\lambda^{opt}$  را به راحتی می‌توان با استفاده از روشی همانند روش بخش‌بندی دوتایی<sup>۲</sup> به دست آورد. در این روش بازه کاری  $(\lambda^{\min}, \lambda^{\max})$  که شامل  $\lambda^{opt}$  است هر بار نصف می‌شود تا در نهایت شرط رابطه ۲-۳ برقرار شود. پس از یافتن نقاط برش بهینه متناظر با هر نرخ بیت هدف، رشته‌های بیتی برش داده شده بلوک کدها در تعدادی لایه سازماندهی می‌شوند تا یک رشته بیتی لایه‌ای مقیاس‌پذیر بهینه را ایجاد کنند. این کار با گردآوری سهم‌های افزایشی بلوک کدهای مختلف در لایه‌های کیفیت انجام می‌گیرد به طوری که نمایش تصویر از نظر نرخ اعوجاج، بهینه باشد [۱۶]. نرخ بیت به صورت نسبت طول رشته بیتی به تعداد کل نمونه‌های تصویر تعریف می‌شود.

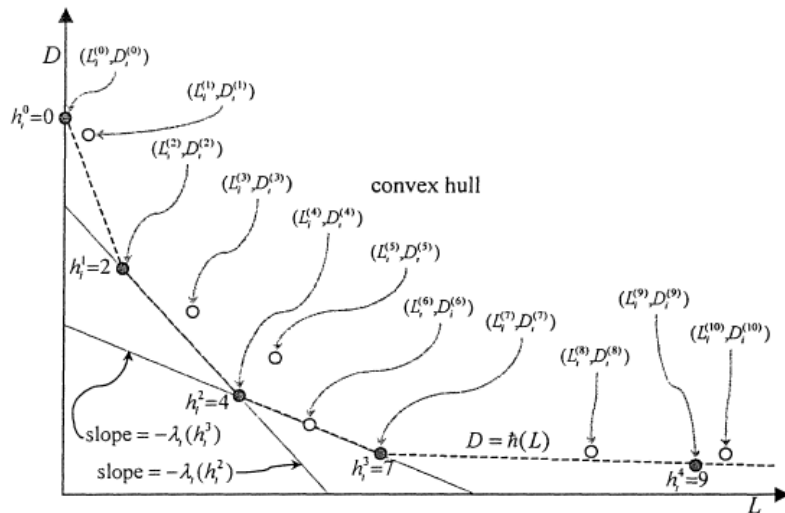
## ۸-۲-۱ پوسته محدب

مطابق شکل ۲-۱۱ نقاط  $(L_i^{(h)}, D_i^{(h)})$  برای تمام  $h \in H_i$  ها بیانگر رئوس منحنی تکه‌ای خطی  $U$

<sup>۱</sup> Convex hull

<sup>۲</sup> Bisection

شکل،  $\hat{h}_i(L)$  هستند. نقطه  $(L_i^{(z)}, D_i^{(z)})$  بازای هر نقطه برش z باید بالا یا روی منحنی  $\hat{h}_i(L)$  قرار گیرد. منحنی پوسته محدب مشخصه اعوجاج-طول بلوک کد  $B_i$  نامیده می‌شود. نقاط برش احتمالی آن‌هایی هستند که روی پوسته محدب قرار می‌گیرند و  $\lambda_i(h)$  ها شیب اعوجاج-طول در  $h \in H_i$  هستند [۱۶].



شکل ۲-۱۱: منحنی پوسته محدب [۱۶].

## ۲-۹ تخمین اعوجاج در کدگذاری صفحه بیتی

کدگذاری مبتنی بر صفحه بیتی راهکار متداولی است که در سیستم‌های کنونی کدگذاری تصویر به‌منظور پیاده‌سازی فشرده‌سازی با اتلاف یا با اتلاف تا بدون اتلاف بکار می‌رود. کاربردهای زیادی وجود دارند که از کدگذاری صفحه بیتی استفاده می‌کنند و نیازمند تخمین‌گرهایی هستند که اعوجاج را هنگامی که اطلاعات به تدریج کد و یا منتقل می‌شوند تقریب بزنند. چنین تخمین‌گرهایی معمولاً فرض می‌کنند که ضرایب در فاصله چندی‌سازی به‌طور یکنواخت توزیع شده‌اند. هرچند این فرض تخمین را ساده‌تر می‌کند اما با طبیعت سیگنال سازگار نیست. روش‌هایی معرفی می‌شوند که اعوجاج تولید شده توسط کدگذاری تدریجی ضرایب در کدگذارهای صفحه بیتی را از طریق تقریب توزیع ضرایب در فواصل

چندی‌سازی تقریب (تخمین) می‌زند.

فرض کنید  $[t_{K-1}, t_{K-2}, \dots, t_1, t_0]$  نمایش باینری عدد صحیح  $v$  باشد که  $v$  چندی‌سازی شده ضریب موجک  $y$  است و  $K$  تعداد بیت‌های کافی برای نمایش تمام ضرایب باشد. راهکار کدگذاری صفحه بیتی، ضرایب را با شروع از با ارزشترین صفحه بیتی به کم ارزشترین صفحه بیتی کدگذاری می‌کند. نخستین بیت غیر صفر یک ضریب، بیت مهم آن ضریب و بیت‌های کم ارزشتر از بیت مهم را بیت‌های اصلاح می‌نامند.

یک مزیت مهم کدگذاری صفحه بیتی تولید یک رشته بیتی است که می‌تواند به تدریج منتقل شود و در نرخ بیت‌های افزایشی کدگشایی گردد. در صورتیکه رشته بیتی برش بخورد ممکن است ضرایب موجک به‌طور کامل منتقل نشوند، بنابراین کدگشا عمل عکس چندی‌سازی را که شامل تخصیص مقدار بازسازی  $\hat{y}$  است انجام می‌دهد که  $\hat{y}$  در فاصله چندی‌سازی متناظر قرار می‌گیرد. اگر که  $t_p$  آخرین بیت منتقل شده  $v$  باشد در حالتیکه از یک چندی‌ساز عددی ناحیه مرده با اندازه گام  $\Phi$  استفاده شده باشد فرآیند بازسازی به صورت رابطه ۹-۲ تعریف می‌شود:

$$\hat{y} = \begin{cases} 0 & \text{if } P > s \\ (\hat{v} + \delta) \cdot \Phi 2^P & \text{if } P \leq s \end{cases} \quad 9-2$$

$\hat{v} = [t_{K-1}, t_{K-2}, \dots, t_p]$  و  $\delta \in [0, 1]$  مقدار  $\hat{y}$  را در فاصله چندی‌سازی  $(\Phi 2^P, \Phi 2^{P+1})$  تنظیم می‌کنند.

متداول‌ترین راه برای بازسازی، در هر دو کدگذاری اهمیت و اصلاح، تنظیم کردن ضریب بازسازی  $\hat{y}$  به مرکز بازه است که متناظر با تنظیم  $\delta = \frac{1}{2}$  است. بازسازی نقطه میانی، میانگین مجذور خطا را در صورتیکه ضرایب موجک در فاصله چندی‌سازی به‌طور یکنواخت توزیع شده باشند، حداقل می‌کند.

وقتی معیار اعوجاج MSE باشد اعوجاج تصویر به صورت  $D = \sum_k [G_b \cdot (y[k] - \hat{y}[k])^2]$  تقریب زده می‌شود که  $y[k]$  و  $\hat{y}[k]$  به ترتیب ضرایب تبدیل و نمایش چندی‌سازی شده آن‌ها پس از انتقال هستند و  $G_b$  فاکتور بهره انرژی زیرباندی است که ضریب به آن تعلق دارد. وقتی ضرایب اصلی  $y[k]$  در دسترس نباشند یا وقتی منابع محاسباتی محدود هستند، اعوجاج به جای محاسبه شدن تخمین زده می‌شود. یک راهکار، تخمین مربع خطای اولیه و کاهش مربع خطای ناشی از کدگذاری بیت‌های اهمیت و اصلاح است. در مرجع [۱۷] روشی برای تعیین دقیق‌تر مجذور خطا و کاهش مجذور خطای مورد انتظار از بیت‌های اصلاح و اهمیت با در نظر گرفتن مدل توزیع احتمالی که طبیعت سیگنال را بهتر بیان کند ارائه شده است. مقادیر  $\Delta D_p^{ref}$ ،  $D_p^{ref}$ ،  $\Delta D_p^{sig}$ ،  $D_p^{sig}$  از طریق مراکز تخمین زده شده هر تصویر مشخص می‌شوند. یک راهکار ساده و درعین حال کارآمد، تقریب زدن مراکز از طریق برخی توابع است. آزمایش‌ها نشان داده که می‌توان فاکتور بازسازی در صفحه بیتی  $p$  و زیرباند  $b$  (جز زیرباند پایین گذر که مراکز نقطه میانی دارد) را به صورت زیر تعریف کرد:

$$\delta_{p,b} = \frac{\log_{10} \left( \frac{K_b - P}{K_b} \right)}{5} + 0.475 \quad 10-2$$

مزیت عملی استفاده از یک تابع برای تخمین مقادیر  $\delta_{p,b}$  این است که اعوجاج و کاهش اعوجاج مورد انتظار از هر بیت کد شده می‌تواند بازای مقادیر مختلف  $K_b$  از پیش محاسبه شود. جدول ۲-۵ جدول جستجوی<sup>۱</sup> مربع خطا و کاهش مربع خطای حاصل از کدگذاری اصلاح و اهمیت را بازای  $K_b = 5$  و تبدیل موجک صحیح (IWT<sup>۲</sup>) برای دو حالت نقطه میانی<sup>۳</sup> و مبتنی بر تابع چگالی احتمال<sup>۴</sup> نشان می‌دهد.

<sup>1</sup> Look-up table

<sup>2</sup> Integer Wavelet Transform

<sup>3</sup> Midpoint

<sup>4</sup> Pdf-based

به منظور مقایسه، جدول مقادیر اعوجاج بازای  $\delta = \frac{1}{2}$  نیز نشان داده شده است.

جدول ۲-۵: مربع خطا و کاهش مربع خطای ناشی از بیت‌های اصلاح و اهمیت، به‌ازای فاکتور بازسازی نقطه میانی و مبتنی بر تابع چگالی احتمال [۱۸].

IWT $K_b = 5$ pdf-based estimators						
P	$\delta$		$D^{sig}$	$\Delta D^{sig}$	$D^{ref}$	$\Delta D^{ref}$
4	0.335	481.177	463.499			
3	0.395	124.293	119.367	18.932	14.007	
2	0.431	29.555	28.232	5.04	3.717	
1	0.456	6.276	5.821	1.326	0.871	
0	0.0	1.0	1.0	0.455	0.455	

IWT $K_b = 5$ mid-point estimators						
P	$\delta$		$D^{sig}$	$\Delta D^{sig}$	$D^{ref}$	$\Delta D^{ref}$
4	0.5	573.5	552.0			
3	0.5	137.5	132.0	21.5	16.0	
2	0.5	31.5	30.0	5.5	4.0	
1	0.5	6.5	6.0	1.5	1.0	
0	0.0	1.0	1.0	0.5	0.5	

با توجه به استفاده از IWT، کدگشا باید در نظر بگیرد وقتی تبدیل‌های صحیح استفاده می‌شوند، ضرایب موجک در فضای گسسته نمایش داده می‌شوند و فرآیند بازسازی باید از عمل گرد کردن استفاده کند.

مراکز آماری (مراکز بازه‌های چندی‌سازی) برای IWT و DWT به‌جز در پایین‌ترین صفحه بیتی

یکسان است و از رابطه ۲-۱۰ بدست می‌آید. برای پایین ترین صفحه بیتی در IWT،  $\delta_{0,b} = 0$  است. لازم بذکر است درحالتیکه از فیلتربانک غیر متعامد یکه استفاده شده باشد فاکتور بهره انرژی  $G_b$  باید در مقادیر اعوجاج جدول جستجو ضرب شود [۱۷].

## ۲-۹-۱ بهینه‌سازی نرخ-اعوجاج پس از فشرده‌سازی

یکی از کاربردهایی که در آن تخمین‌گرهای اعوجاج مورد استفاده قرار می‌گیرند فرآیند بهینه‌سازی نرخ-اعوجاج پس از فشرده‌سازی است [۹]. فرآیند بهینه‌سازی در کدگذارهای استاندارد JPEG2000 برای انتخاب برش‌هایی از رشته بیتی که اعوجاج تصویر را در یک نرخ بیت هدف حداقل می‌کند بکار می‌رود. JPEG2000 مجموعه ضرایب موجک (بلوک کدها) را به‌طور مستقل کد می‌کند که برای هر کدام یک رشته بیتی مستقل تولید می‌شود. این رشته‌های بیتی در هر صفحه بیتی می‌توانند در سه نقطه که منطبق بر انتهای مراحل کدگذاری هستند برش بخورند. این مراحل کدگذاری همانطور که قبلاً گفته شد عبارتند از: انتشار اهمیت (SPP)، اصلاح اندازه (MRP) و پاکسازی (CP).

الگوریتم PCRD ابتدا منحنی پوسته محدب تابع اعوجاج-طول رشته بیتی هر بلوک کد را مشخص می‌کند. سپس از مجموعه تمام بلوک کدها بخش‌هایی را که بیشترین شیب اعوجاج-نرخ دارند استخراج می‌کند. وقتی معیار اعوجاج MSE باشد، اعوجاج رشته بیتی برش خورده بلوک کد  $B_i$  به‌صورت  $D_i^l = G_b \sum_{k \in B_i} (y(k) - \hat{y}^l[k])^2$  محاسبه می‌شود. نمایش چندی‌سازی شده ضریب موج  $y(k)$  است؛ وقتی که رشته بیتی بلوک کد  $B_i$  پس از مرحله کدگذاری  $l$  که  $0 \leq l \leq l_{\max}$  برش خورده باشد.  $l$  بیانگر شماره مرحله کدگذاری است و به‌صورت  $l = P/3 + cp$  محاسبه می‌شود که  $P$  شماره صفحه بیتی و  $cp$  برای مراحل کدگذاری انتشار اهمیت، اصلاح اندازه و پاکسازی به ترتیب ۰، ۱ و ۲ می‌باشد. شیب اعوجاج-طول مرحله کدگذاری  $l$  به‌صورت رابطه ۲-۱۱ محاسبه می‌شود:



$$S_i^l = \frac{\Delta D_i^l}{\Delta R_i^l} = \frac{D_i^{l-1} - D_i^l}{R_i^l - R_i^{l-1}} \quad 11-2$$

که  $R_i^l$  طول رشته بیتی (برحسب بیت) در نقطه برش  $l$  می‌باشد. در حالت DWT اعوجاج ایجاد شده توسط نمایش چندی‌سازی شده ضرایب در  $B_i$  در مرحله کدگذاری  $l$  طبق رابطه ۲-۱۲ تخمین زده می‌شود.

$$D_i^{l'} = G_b \cdot \left[ \sum_{L=0}^{l-1} \# S^L \cdot D_{[L/3]}^{sig} + \left( \sum_{L=l}^{l_{max}} \# S^L \right) \cdot D_{[l/3]-1}^{ref} + \# R^{l-1} \cdot \Delta D_{[l/3]}^{ref} + \# N \cdot D^{null} \right] \quad 12-2$$

که عمل  $[.]$  برای تعیین شماره صفحه بیتی از روی شماره مرحله کدگذاری استفاده می‌شود. اولین بخش این عبارت اعوجاج ایجاد شده توسط ضرایبی که زیر مرحله کدگذاری فعلی کد شده‌اند را محاسبه می‌کند. بخش دوم اعوجاج ایجاد شده توسط ضرایبی که در مراحل کدگذاری فعلی و قبلی مهم شناخته شده‌اند را محاسبه می‌کند. این بخش حتی وقتی تمام صفحات بیتی کد شده باشند ( $l=0$ ) نیز معتبر است. بخش سوم بیانگر کاهش اعوجاج ایجاد شده هنگام کد شدن صفحه بیتی توسط مرحله اصلاح اندازه است. پس این بخش تنها وقتی غیر صفر است که مرحله کدگذاری فعلی SPP باشد. بخش آخر عبارت، اعوجاج ایجاد شده توسط ضرایبی که صفر هستند را محاسبه می‌کند،  $\#N$  تعداد این ضرایب را نشان می‌دهد.

در حالت IWT از روی ضرایب صحیح، بازسازی کامل صورت می‌گیرد بنابراین هنگام تخمین اعوجاج برای این نوع تبدیل باید در نظر گرفت که ضرایب صفر اعوجاج صفر ایجاد می‌کنند. وقتی ضرایب به‌طور کامل منتقل شدند اعوجاجی باقی نمی‌ماند. از طرف دیگر، نویز ایجاد شده توسط تبدیل غیر خطی وقتی که ضرایب به‌طور کامل منتقل نشده‌اند نیز باید در نظر گرفته شود. در حالت IWT  $5/3$  به‌منظور لحاظ کردن این نوع اعوجاج، آزمایش‌ها نشان داده است ضریب  $\beta = 0.5$  انتخاب مناسبی است. اعوجاج ایجاد

شده در مرحله کدگذاری  $l$  در IWT به صورت زیر تخمین زده می شود.

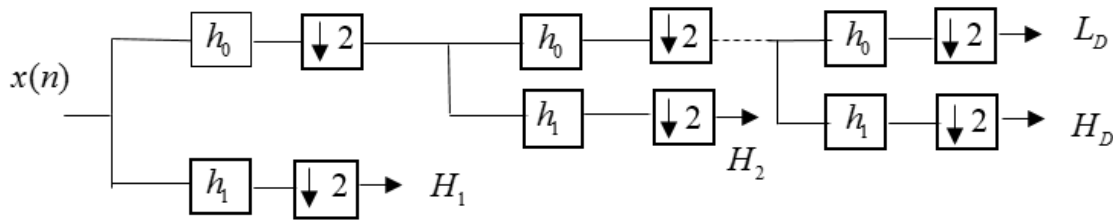
$$D_i^{nl} = G_b \cdot \left[ \sum_{L=0}^{l-1} \#S^L \cdot \hat{D}_{\lfloor L/3 \rfloor}^{sig} + \left( \sum_{L=l}^{l_{max}} \#S^L \right) \cdot \hat{D}_{\lfloor l/3 \rfloor - 1}^{ref} + \#R^{l-1} \cdot \Delta \hat{D}_{\lfloor l/3 \rfloor}^{ref} + \#T \cdot \beta \right] \quad ۱۳-۲$$

$\#T$  بیانگر تعداد ضرایبی است که به طور کامل بازسازی نشده اند [۱۷].

## ۲-۹-۲ محاسبه فاکتور بهره انرژی

فاکتور بهره انرژی را به صورت مربع اندازه بردار  $s_b$  تعریف می کنیم،  $G_b = \|s_b\|^2$ . برای یک تبدیل یک

بعدی دوگانه با  $D$  سطح تجزیه، زیرباندها را مطابق شکل با  $L_D$  و  $H_1$  تا  $H_D$  نشان می دهیم.



شکل ۲-۱۲: زیرباندهای حاصل از اعمال  $D$  سطح تجزیه به سیگنال یک بعدی  $x(n)$ .

بردار  $s_b$  از روی فیلترهای بازسازی پایین گذر و بالاگذر  $g_0[n]$  و  $g_1[n]$  طبق فرمول های رابطه ۲-۱۴

ساخته می شود. مقادیر فیلترهای  $g_0[n]$  و  $g_1[n]$  در جدول ۲-۱ آمده است.

$$\begin{aligned} s_{L_d}[n] &= g_0[n] & s_{H_1}[n] &= g_1[n] \\ s_{L_d}[n] &= \sum_k s_{L_{d-1}}[k] g_0[n-2k] & s_{H_d}[n] &= \sum_k s_{H_{d-1}}[k] g_0[n-2k] \end{aligned} \quad ۱۴-۲$$

دنباله پایین گذر  $s_{L_d}[n]$ ،  $d < D$  متناظر با زیرباندهای پایین گذر میانی است.

برای تبدیل های سه بعدی، زیرباندها به صورت  $LLL_D$  و  $LHL_d, LLH_d, LLL_d, LHH_d, HLL_d, HHL_d$ ,

$HHH_d, HLH_d$  اندیس گذاری می شوند. بردارهای  $s_b$  تبدیل های یک بعدی و سه بعدی به صورت زیر با

هم ارتباط دارند [۱۶]:

$$\begin{aligned}
 s_{LLL_D} [n_1, n_2, n_3] &= s_{L_D} [n_1] s_{L_D} [n_2] s_{L_D} [n_3] & G_{LLL_D} &= G_{L_D} \cdot G_{L_D} \cdot G_{L_D} \\
 s_{LLH_D} [n_1, n_2, n_3] &= s_{L_D} [n_1] s_{L_D} [n_2] s_{H_D} [n_3] & G_{LLH_D} &= G_{L_D} \cdot G_{L_D} \cdot G_{H_D} \\
 s_{LHL_D} [n_1, n_2, n_3] &= s_{L_D} [n_1] s_{H_D} [n_2] s_{L_D} [n_3] & G_{LHL_D} &= G_{L_D} \cdot G_{H_D} \cdot G_{L_D} \\
 s_{HLL_D} [n_1, n_2, n_3] &= s_{H_D} [n_1] s_{L_D} [n_2] s_{L_D} [n_3] & G_{HLL_D} &= G_{H_D} \cdot G_{L_D} \cdot G_{L_D} \\
 s_{LHH_D} [n_1, n_2, n_3] &= s_{L_D} [n_1] s_{H_D} [n_2] s_{H_D} [n_3] & G_{LHH_D} &= G_{L_D} \cdot G_{H_D} \cdot G_{H_D} \\
 s_{HHL_D} [n_1, n_2, n_3] &= s_{H_D} [n_1] s_{H_D} [n_2] s_{L_D} [n_3] & G_{HHL_D} &= G_{H_D} \cdot G_{H_D} \cdot G_{L_D} \\
 s_{HLH_D} [n_1, n_2, n_3] &= s_{H_D} [n_1] s_{L_D} [n_2] s_{H_D} [n_3] & G_{HLH_D} &= G_{H_D} \cdot G_{L_D} \cdot G_{H_D}
 \end{aligned}$$

۱۵-۲

## ۱۰-۲ سازماندهی رشته بیتی

JPEG2000 انعطاف‌پذیری قابل توجهی را در سازماندهی رشته بیتی تصویر ارائه می‌دهد تا ویژگی‌هایی از قبیل دستیابی تصادفی، کدگذاری ناحیه مطلوب و مقیاس‌پذیری فراهم شود. این انعطاف‌پذیری از طریق ساختارهای مختلفی مانند زیرباندها، سطوح تجزیه، بلوک کدها و بخش‌ها بدست می‌آیند. بلوک کدها تقسیم‌بندی ضرایب موجک در حوزه فرکانس هستند. JPEG2000 یک ساختار میانی فرکانس فضا تحت عنوان بخش نیز ارائه می‌کند. بخش، گروهی از بلوک کدها در یک سطح درجه تفکیک و تمام زیرباندهای آن سطح است که بیانگر ناحیه فضایی خاصی در تصویر اصلی است.

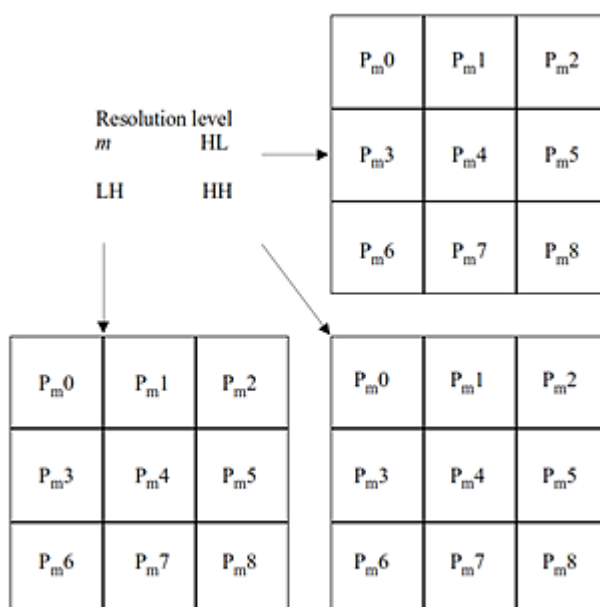
علاوه بر این ساختارها، JPEG2000 داده فشرده بلوک کدها را در واحدهایی تحت عنوان بسته و لایه سازماندهی می‌کند. داده فشرده بلوک کدهای داخل یک بخش در یک یا چند بسته سازماندهی می‌شوند.

۱۰-۱-۲ لایه

داده تصویر فشرده هر بلوک کد در رشته کد در یک یا چند لایه توزیع می‌شود. هر لایه از هر بلوک

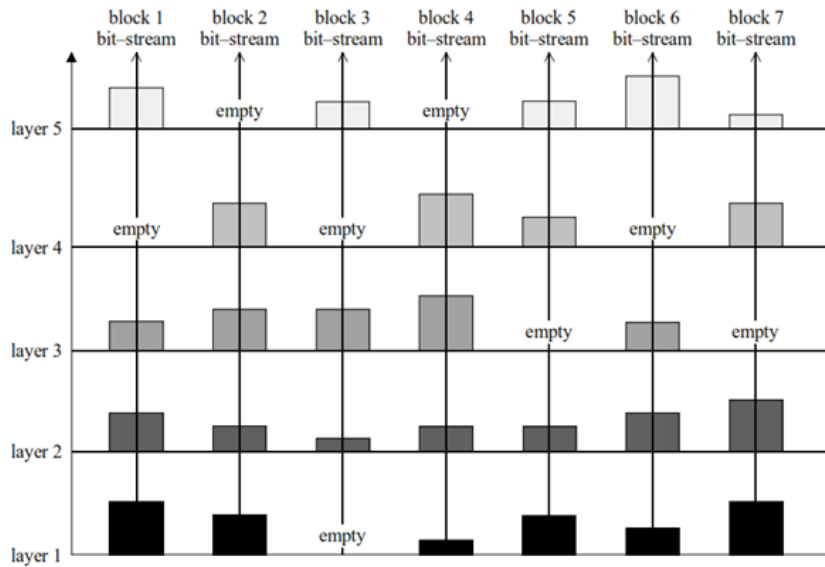
کد تعدادی از مراحل کدگذاری متوالی صفحه بیتی را دربرمی‌گیرد. تعداد مراحل کدگذاری در یک لایه می‌تواند از بلوک کدی به بلوک کد دیگر متفاوت و حتی صفر باشد.

اولین مرحله کدگذاری یک بلوک کد در لایه  $n$  دقیقاً ادامه آخرین مرحله کدگذاری آن بلوک کد در لایه  $n-1$  است. هر لایه به تدریج و به‌طور یکنواخت کیفیت تصویر را بهبود می‌دهد. شکل ۲-۱۳ مثالی از ۹ بخش در درجه تفکیک  $m$  را نشان می‌دهد.



شکل ۲-۱۳: نمایش بخش‌های سطح درجه تفکیک میانی  $m$  [۱۹].

توزیع رشته بیتی بلوک کدها در لایه‌های کیفیت در شکل ۲-۱۴ نشان داده شده است. در این شکل تنها ۵ لایه و ۷ بلوک کد نمایش داده شده است. همان‌طور که از شکل مشخص است در یک لایه ممکن است سهم برخی بلوک کدها تهی باشد [۱۹].



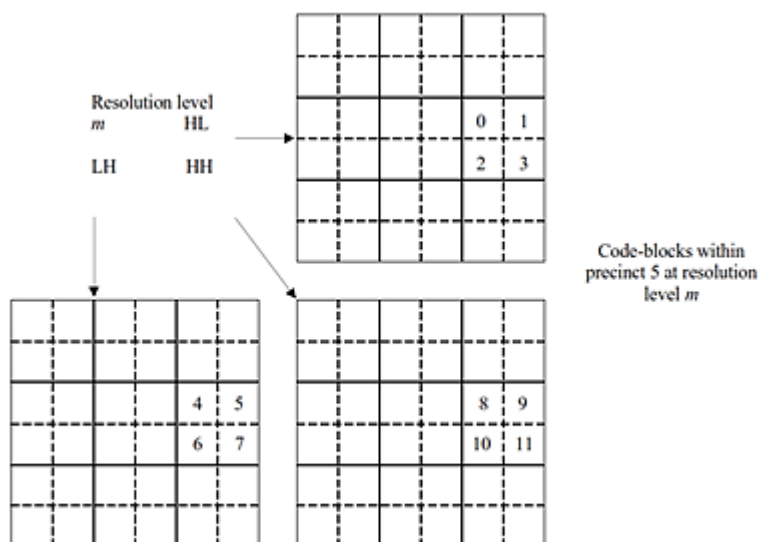
شکل ۲-۱۴: نمایش توزیع سهم بلوک کدها در لایه‌های کیفیت [۱۹].

## ۲-۱۰-۲ بسته

در حالت دو بعدی، سطح درجه تفکیک  $r=0$  ضرایب زیرباند  $N_L LL$  را دربر می‌گیرد که تعداد سطوح تجزیه موجک است. هر درجه تفکیک بعدی،  $r > 0$ ، ضرایب زیرباندهای  $nHL$ ،  $nLH$ ،  $nHH$  را دربر می‌گیرد که  $n = N_L - r + 1$  است. برای تصویری که  $N_L$  سطح تجزیه موجک روی آن اعمال شده است  $N_L + 1$  درجه تفکیک وجود دارد. داده فشرده در یک بسته طوری مرتب می‌شود که سهم زیرباندهای  $LL$ ،  $HL$ ،  $LH$  و  $HH$  به همین ترتیب قرار گیرد. سطح درجه تفکیک  $r=0$  تنها زیرباند  $N_L LL$  را شامل می‌شود و درجه تفکیک‌های  $r > 0$  تنها زیرباندهای  $HL$ ،  $LH$  و  $HH$  را دربر می‌گیرند.

تمام داده تصویر فشرده مربوط به یک لایه، یک درجه تفکیک و یک بخش در یک ساختار به نام بسته

قرار می‌گیرند. شکل ۲-۱۵ سازماندهی بلوک کدها در یک بخش را نشان می‌دهد.



شکل ۲-۱۵: بلوک کدهای یک بخش در درجه تفکیک میانی  $m$  [۱۹].

جدول ۲-۶ مثالی از مراحل کدگذاری تشکیل دهنده یک بسته را نشان می‌دهد. در این جدول متغیرهای  $a$ ،  $b$  و  $c$  مراحل کدگذاری بلوک کدها هستند بطوریکه  $a$  نماینده مرحله انتشار اهمیت،  $b$  نماینده مرحله اصلاح اندازه و  $c$  نماینده مرحله پاکسازی است.

جدول ۲-۶: مثالی از تشکیل بسته

	code-block 0	code-block 1	code-block 2	...	code-block 10	code-block 11	
MSB	c	0	0	...	c	0	packet 0
	a	0	0	...	a	0	
	b	0	0	...	b	0	
	c	c	0	...	c	0	
...	a	a	0	...	a	0	packet 1
	b	b	0	...	b	0	
	c	c	c	...	c	c	
LSB	...	...	...	...	...	...	etc.
	a	a	a	...	a	a	
	b	b	b	...	b	b	
	c	c	c	...	c	c	

جدول ۲-۷ تشکیل لایه توسط بسته‌ها را نشان می‌دهد.  $P_m^j$  بیانگر بخش  $j$ ام در سطح درجه تفکیک  $m$  است. همانطور که قبلاً نیز گفته شد در هر درجه تفکیک، رشته‌های بیتی برش‌خورده بلوک کدهای یک بخش در یک لایه کیفیت یک بسته را تشکیل می‌دهند.

جدول ۲-۷: تشکیل لایه [۱۹].

Resolution level	0				...	m				...	$N_L$		
Precinct	$P_{00}$	$P_{01}$	...	...		$P_{m0}$	$P_{m1}$	...	$P_{m8}$	...	$P_{Nl0}$	$P_{Nl1}$	...
Layer 0	Packet 0	Packet 0	...	...		Packet 0	Packet 0	...	Packet 0	...	Packet 0	Packet 0	...
Layer 1	Packet 1	Packet 1	...	...		Packet 1	Packet 1	...	Packet 1	...	Packet 1	Packet 1	...
...	...		...	...		...	...	...	...	...	...	...	...

داده بسته شامل یک سرآیند است که به دنبال آن بدنه بسته شامل رشته‌های بیتی برش خورده بلوک کدهای مربوطه قرار می‌گیرد. این امکان وجود دارد که بلوک کدهای یک بخش هیچ مرحله کدگذاری را در بسته مربوطه در یک لایه مشارکت ندهند. با این حال یک بسته خالی می‌بایست در رشته کد<sup>۱</sup> ظاهر شود [۱۹].

سرآیند بسته شامل اطلاعات زیر است:

(۱) شماره اولین لایه‌ای که بلوک کدهای یک بخش سهم غیر صفر در آن لایه ایجاد می‌کند.

(۲) طول داده فشرده بلوک کدهای بسته در لایه مربوطه

(۳) تعداد صفحات بیتی غیر صفر هر بلوک کد

(۴) تعداد مراحل کدگذاری

## ۲-۱۱ ناحیه مطلوب

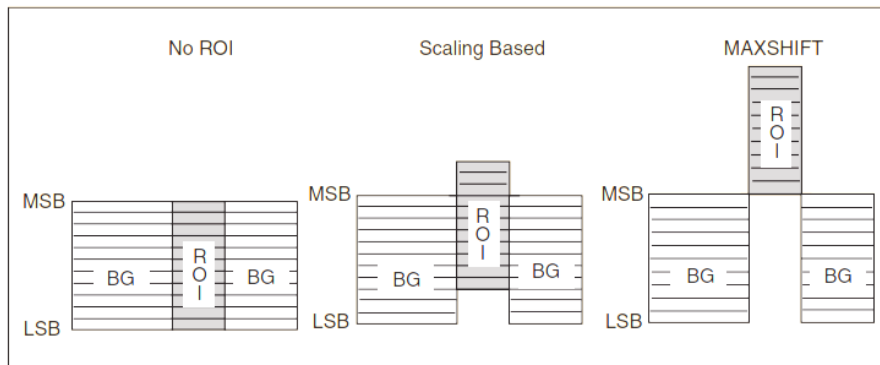
کدگذاری ناحیه مطلوب (ROI<sup>۲</sup>) در کاربردهایی که بخش خاصی از تصویر نسبت به سایر بخش‌های آن از اهمیت بیشتری برخوردار است حائز اهمیت می‌باشد [۲۰]. در این موارد نواحی مطلوب باید در کیفیتی بالاتر از پس‌زمینه کدگذاری شوند.

کدگذاری ROI در بخش ۱ استاندارد JPEG2000 براساس روش Maxshift است [۲۱]-[۲۳]. روش

<sup>1</sup> Code stream

<sup>2</sup> Region Of Interest

Maxshift توسعه روش GSB است [۲۴]. قانون روش GSB این است که ضرایب مربوط به ROI طوری مقیاس‌دهی می‌شوند که بیت‌های متناظر با ROI در صفحات بیتی بالاتری نسبت به بیت‌های متناظر با پس‌زمینه قرار می‌گیرند. تفاوت این دو روش در شکل ۲-۱۶ نشان داده شده است.



شکل ۲-۱۶: مقایسه دو روش GSB و Maxshift [۱۵].

در طول فرآیند کدگذاری جاسازی شده، با ارزشترین صفحات بیتی ROI در رشته بیتی قبل از صفحات بیتی پس‌زمینه تصویر قرار می‌گیرند. بسته به عدد مقیاس، برخی بیت‌های ضرایب ROI ممکن است همراه با ضرایب مربوط به پس‌زمینه کدگذاری شوند، بنابراین ROI قبل از بقیه قسمت‌های تصویر کدگذاری می‌شود. صرف نظر از عدد مقیاس‌دهی، کدگذاری کامل رشته بیتی منجر به بازسازی کل تصویر در بالاترین کیفیت خواهد شد. اگر رشته بیتی برش خورده باشد یا فرآیند کدگذاری قبل از اتمام کدگذاری کامل تصویر متوقف شود ROI کیفیت بالاتری نسبت به بقیه قسمت‌های تصویر خواهد داشت. روش GSB به صورت زیر پیاده‌سازی می‌شود:

- (۱) تبدیل موجک محاسبه می‌شود.
- (۲) ماسک ROI تشکیل می‌شود.
- (۳) ضرایب موجک به صورت نمایش اندازه علامت ذخیره می‌شوند.
- (۴) ضرایبی که خارج از ROI هستند توسط یک مقیاس خاص رو به پایین مقیاس‌دهی می‌شوند.



۵) ضرایب موجک حاصل با شروع از با ارزشترین صفحه بیتی کدگذاری می‌شوند.

کدگشا برای بازسازی تصویر این مراحل را برعکس می‌کند. مقیاس نسبت داده شده به ROI و مختصات ROI به رشته بیتی اضافه می‌شوند. کدگشا هم تولید ماسک ROI را اجرا می‌کند اما ضرایب پس‌زمینه را رو به بالا مقیاس‌دهی می‌کند تا ضرایب اصلی بازسازی شوند.

در روش Maxshift که در بخش یک استاندارد JPEG2000 مورد استفاده قرار گرفته است، عدد مقیاس طوری محاسبه می‌شود که بدون نیاز به انتقال اطلاعات شکل ROI به کدگشا، این امکان وجود داشته باشد که ROI های مختلف کدگذاری شوند. این یعنی نیازی نیست کدگشا ماسک ROI را ایجاد کند. کدگذار ضرایب موجک را پیمایش می‌کند و عدد مقیاس S را طوری انتخاب می‌کند که کوچکترین ضریب متعلق به ROI بزرگتر از بزرگترین ضریب پس‌زمینه باشد. کدگشا رشته بیتی را دریافت و فرآیند کدگشایی را آغاز می‌کند. هر ضریبی که کوچکتر از عدد مقیاس S باشد به پس زمینه تعلق دارد، بنابراین رو به بالا مقیاس‌دهی می‌شود.

مزیت روش Maxshift نسبت به GSB این است که کدگذاری ROI های با شکل دلخواه بدون نیاز به اطلاعات شکل در کدگشا و بدون نیاز به محاسبه ماسک ROI امکان‌پذیر است. کدگذار نیز ساده‌تر است، زیرا نیازی به کدگذاری شکل ROI نیست [۱۵].

برای کدگذاری ROI توسط هر دو روش Maxshift و GSB، ROI باید قبل از کدگذاری مشخص شود. در صورتیکه کدگشایی ROI دیگری مطلوب باشد کدگذاری باید مجدداً براساس ROI جدید انجام گیرد. در کاربردهای درمان از راه دور تعاملی ممکن است کاربران مختلف نواحی مطلوب مختلفی را از تصویر فشرده شده و ذخیره شده در یک رایانه کاری درخواست نمایند. کدگذاری مجدد تصویر بنا به هر درخواست زمان‌بر و پرهزینه خواهد بود. در فصل بعد راهکاری ارائه خواهد شد تا بدون نیاز به انجام مجدد

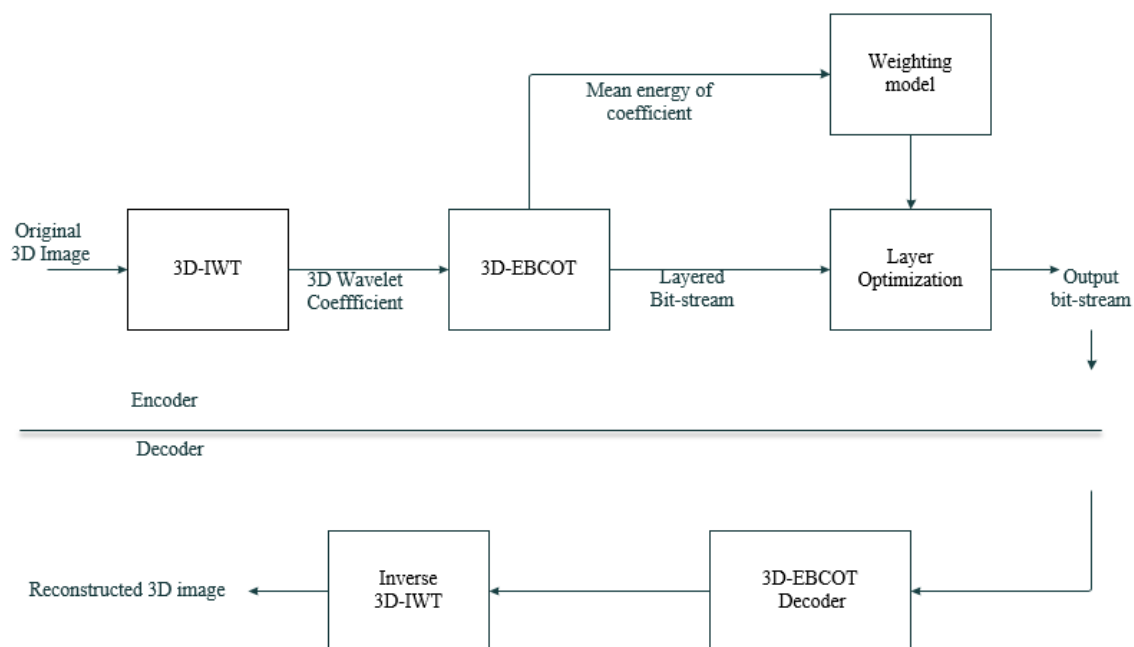
کدگذاری، کدگشایی نواحی مطلوب مختلف از داده تصویر فشرده امکان پذیر شود.

فصل سوم

روش پیشنهادی

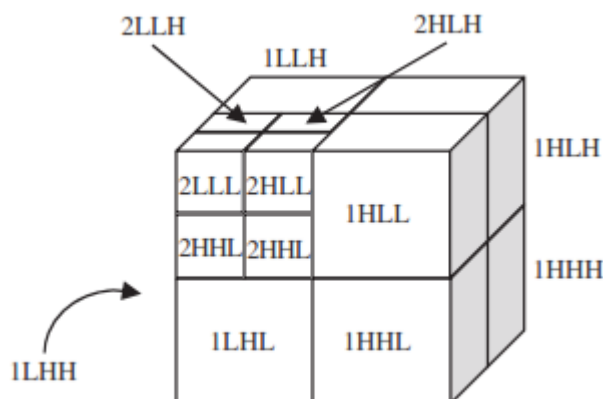
### ۱-۳ روش فشرده‌سازی پیشنهادی

بلوک دیاگرام روش فشرده‌سازی پیشنهادی در شکل ۱-۳ نشان داده شده است.



شکل ۱-۳: بلوک دیاگرام روش فشرده‌سازی پیشنهادی.

نخست 3D-IWT با تجزیه دوگانه به تصویر پزشکی سه‌بعدی اعمال می‌شود. این تبدیل عدد صحیح را به عدد صحیح نگاشت می‌دهد و امکان بازگشت‌پذیری کامل را که برای بازسازی کامل مورد نیاز است فراهم می‌آورد [۲۵]. در این کار فیلتر موجک دو متعامد Le Gall 5/3 که با طرح بالابری پیاده‌سازی شده است مورد استفاده قرار گرفته است [۲۶]. هر سطح تجزیه تبدیل،  $r$ ، تصویر ورودی سه‌بعدی را به هشت زیرباند فرکانسی سه‌بعدی  $LLLr$ ,  $LLHr$ ,  $LHLr$ ,  $LHHr$ ,  $HLLr$ ,  $HLHr$  و  $HHHr$  تبدیل می‌کند. زیرباند پایین‌گذر تقریب  $LLL$  یک نسخه کلی از تصویر سه‌بعدی اصلی است درحالی‌که سایر زیرباندها نمایانگر جزییات تصویر هستند. تجزیه روی زیرباند پایین‌گذر تقریب تکرار می‌شود. شکل ۲-۳ زیرباندهای حاصل از اعمال دو سطح تجزیه موجک سه‌بعدی را بر روی یک حجم تصویر سه‌بعدی نشان می‌دهد.



شکل ۳-۲: نمایش زیرباندهای حاصل از اعمال دو سطح تجزیه موجک سه بعدی [۱۴].

ضرایب موجک هر زیرباند به بلوک کدهای سه بعدی تقسیم و توسط EBCOT سه بعدی کدگذاری می‌شوند. انرژی متوسط هر گروه محاسبه و در کنار داده فشرده تصویر ذخیره می‌شود تا در مدل وزن‌دهی بعداً معرفی خواهد شد مورد استفاده قرار گیرد. برای هر بلوک کد رشته بیتی لایه‌ای مقیاس‌پذیر مجزایی ایجاد می‌شود. در مدل تخصیص وزن، مختصات VOI در حوزه فضایی همراه با اطلاعاتی درباره انرژی متوسط ضرایب گروه‌بندی شده برای محاسبه وزن هر گروه از ضرایب موجک کد شده استفاده می‌شود. این وزن‌ها برای بازچینی رشته بیتی خروجی و ایجاد یک رشته بیتی لایه‌ای مقیاس‌پذیر بهینه با قابلیت کدگذاری VOI و افزایش تدریجی کیفیت حول VOI بکار می‌روند. در سمت کدگشا، ضرایب موجک با اعمال کدگشای EBCOT بدست می‌آیند. در نهایت یک تبدیل 3D-IWT معکوس اعمال می‌شود تا تصویر سه‌بعدی بازسازی شود. در صورتیکه رشته بیتی برش خورده باشد تصویر سه بعدی بازسازی شده نسخه کم کیفیت‌تری از تصویر اصلی خواهد بود.

شایان ذکر است که روش پیشنهادی پس از کد شدن تصویر پزشکی سه بعدی به قابلیت کدگذاری VOI دست می‌یابد. این قابلیت بخصوص در کاربردهای درمان از راه دور تعاملی که کاربران مختلف ممکن

است VOI های مختلفی را از یک تصویر فشرده شده و ذخیره شده در یک رایانه کاری مرکزی درخواست نمایند مفید است. رایانه کاری می‌تواند نسخه‌های مختلفی از یک رشته بیتی فشرده شده را از طریق بازچینی رشته بیتی، متناسب با هر VOI درخواست شده ارسال کند. بنابراین برای کدکردن مجدد کل تصویر سه بعدی بنا به درخواست هر مشتری زمان صرف نمی‌شود [۲۷].

### ۲-۳ تشکیل رشته بیتی لایه‌ای مقیاس پذیر

برای تشکیل لایه‌های کیفیت از روی رشته بیتی بلوک کدها الگوریتم بهینه‌سازی PCRD به تمام بلوک کدهای تصویر اعمال می‌شود. برای اینکار ابتدا الگوریتم پوسته محدب به نقاط برش رشته‌های بیتی هر بلوک کد که طول و اعوجاج متناظر با هر نقطه از قبل مشخص شده است اعمال می‌شود. در اثر این فرآیند تنها نقاطی که بر روی منحنی پوسته محدب قرار می‌گیرند به‌عنوان کاندیداهای نقاط برش بهینه انتخاب می‌شوند و شیب اعوجاج-نرخ هر نقطه نیز مشخص می‌شود. سپس برای هر لایه یک نرخ بیت هدف مشخص کرده و فرآیند بهینه‌سازی تحت قید آن نرخ بیت اعمال می‌شود تا رشته‌های بیتی برش خورده بهینه بلوک کدها بدست آیند. برای بدست آوردن نقاط برش بهینه از الگوریتم بخش‌بندی دوتایی استفاده می‌شود که در ادامه به توضیح آن می‌پردازیم.

### ۱-۲-۳ بخش‌بندی دوتایی

الگوریتم بخش‌بندی دوتایی را با  $[\underline{\lambda}, \bar{\lambda}]$  آغاز می‌کنیم که  $\underline{\lambda} = 0$  و  $\bar{\lambda}$  بزرگترین اندازه شیب در بین شیب‌های متناظر با نقاط برش رشته‌های بیتی بلوک کدها است. این فاصله به‌صورت تضمینی  $\lambda$  بهینه را دربر می‌گیرد. در هر مرحله از الگوریتم بخش‌بندی دوتایی فاصله  $[\underline{\lambda}, \bar{\lambda}]$  نصف می‌شود.

مراحل الگوریتم:

$$\lambda_m = \frac{\bar{\lambda} + \underline{\lambda}}{2} \quad (1) \quad \text{نقطه میانی بازه را می‌یابیم.}$$

(۲) بازای  $\lambda_m$  نرخ بیت منحنی اعوجاج-نرخ بلوک کدها،  $R_1(\lambda_m), \dots, R_N(\lambda_m)$  را می‌یابیم. مجموع نرخ بیت‌های متناظر با برای تمام بلوک کدها ( $R(\lambda_m)$ ) را می‌یابیم.

(۳) اگر  $R(\lambda_m) < R \rightarrow [\underline{\lambda}, \lambda_m]$  باشد که  $R$  نرخ بیت آستانه‌ای است که بهینه‌سازی بازای آن انجام می‌گیرد. این به این معنی است که  $\lambda^{opt}$  بزرگتر از  $\lambda_m$  است. بنابراین بازه  $[\lambda_m, \bar{\lambda}]$  را بعنوان فاصله جدیدی که دربرگیرنده  $\lambda$  بهینه باشد در نظر می‌گیریم.

(۴) اگر  $R(\lambda_m) < R$  باشد یعنی  $\lambda^{opt}$  کمتر از  $\lambda_m$  است پس  $[\underline{\lambda}, \lambda_m]$  به عنوان بازه جدید دربرگیرنده  $\lambda^{opt}$  در نظر گرفته می‌شود.

الگوریتم تا زمانی که فاصله بخش‌بندی دوتایی دیگر تغییر نکند ادامه می‌یابد. هر چند در عمل تکرار الگوریتم زمانی متوقف می‌شود که تغییرات بازه از یک آستانه کمتر شود [۲۸].

این فرآیند برای هر لایه کیفیت با توجه به نرخ بیت مخصوص آن لایه انجام می‌گیرد. شیب اعوجاج-نرخ آستانه  $\lambda^{opt}$  هر لایه در کنار رشته بیتی تصویر ذخیره می‌شود تا در فرآیند بازچینی بسته‌ها به منظور دستیابی به هر VOI درخواستی بکار رود.

### ۳-۳ بسته بندی<sup>۱</sup>

گفته شد هر بخش قسمتی از زیرباندهای یک سطح درجه تفکیک است که بیانگر ناحیه فضایی خاصی در تصویر اصلی است. پس از تشکیل لایه‌های کیفیت، در هر لایه رشته‌های بیتی برش خورده بلوک کدهای هر بخش در یک سطح درجه تفکیک در یک واحد به نام بسته قرار می‌گیرند. هر بسته شامل بدنه اصلی و سرآیند است. در بدنه بسته رشته‌های بیتی برش خورده و در سرآیند بسته اطلاعات

<sup>1</sup> Packetization

لازم برای کدگشایی اطلاعات بلوک کدها در کدشا از قبیل طول رشته بیتی در لایه کیفیت مربوطه و تعداد صفحات بیتی غیر صفر بلوک کدها قرار داده می‌شود که در فصل قبل به آن اشاره شد.

### ۳-۴ مدل تخصیص وزن

هدف مدل تخصیص وزن این است که کدگذار بتواند رشته بیتی را طوری بازچینی کند که بخش‌های مرتبط با VOI در رشته بیتی تصویر زودتر کدگشایی شوند و در عین حال با نزدیک شدن به VOI تحت این قید که VOI نقطه کانونی اصلی است کیفیت نواحی اطراف آن افزایش تدریجی داشته باشد. روش‌هایی که افزایش تدریجی کیفیت نواحی اطراف نقطه کانونی را میسر می‌سازند به‌طور گسترده‌ای برای بهبود الگوریتم‌های کدکردن تصویر و ویدیو بکار می‌روند [۲۹]-[۳۱]. در روش فشرده‌سازی پیشنهادی این روش‌ها به این منظور استفاده می‌شوند که اطلاعات محتوایی پس‌زمینه به‌همراه افزایش تدریجی کیفیت حول VOI کدگشایی شوند که این به‌نوبه خود تجسم داده را در هر نرخ بیتی بهبود خواهد داد. به این منظور دو فاکتور اصلی در نظر گرفته می‌شوند: (۱) نزدیکی بخش به VOI (۲) انرژی متوسط بخش. تخصیص وزن مطلوب به بخش  $P_i$  تابعی به فرم رابطه ۳-۱ است.

$$w_{P_i}(P_i, B_{P_i}, \rho_{P_i}) \in [0,1] \quad ۱-۳$$

که  $P_i$  عددی در بازه  $(0,1]$  است و به فاصله بین مرکز بخش  $P_i$  و مرکز VOI بستگی دارد.  $B_{P_i}$  عددی در بازه  $[0,1]$  است که بستگی به انرژی متوسط بخش  $P_i$  دارد.  $\rho_{P_i}$  مقداری در بازه  $[0,1]$  است و به میزان مشارکت ضرایب موجک بخش  $P_i$  در VOI وابسته است. تابع  $w_{P_i}(P_i, B_{P_i}, \rho_{P_i})$  با توجه به یک ویژگی مهم تصاویر پزشکی سه بعدی در حوزه موجک و فضایی تعریف شده است. در حوزه فضایی، تصاویر پزشکی معمولاً آناتومی یک یا چند ساختار را روی یک پس‌زمینه به تصویر می‌کشند. علاوه بر این



نواحی شامل ساختارها بیشترین انرژی تصویر را دربرمی‌گیرند. در حوزه موجک، ساختارهای اصلی در تصاویر سه بعدی پزشکی در هر زیرباند به صورت اطلاعات لبه حفظ می‌شوند. با گروه‌بندی ضرایب موجک در بخش‌ها، بخش‌های دربرگیرنده لبه‌ها بیشترین انرژی تصویر را دربرمی‌گیرند.

با مطالب بیان شده، برای تعیین اینکه یک بخش جزء کدامیک از بخش‌های VOI، پس‌زمینه غیر خالی؛ یعنی نواحی حاوی ساختارها که جزء VOI نیستند یا پس‌زمینه خالی است از اطلاعات مختصات VOI و انرژی متوسط بخش استفاده می‌شود. هدف اصلی این است که بزرگترین وزن  $(w_{P_i} = 1)$  به بخش‌هایی که جزء VOI هستند، وزن اندکی کوچکتر به بخش‌های قرار گرفته در پس‌زمینه غیر خالی و کوچکترین وزن به آن‌هایی که در پس‌زمینه خالی قرار دارند اختصاص یابد. با استفاده از اطلاعات مختصات VOI و مکان بخش‌ها در حوزه فضایی تعیین می‌شود کدام بخش‌ها جزء VOI هستند.  $\rho_{P_i} \in [0,1]$  به‌عنوان معیاری برای میزان مشارکت ضرایب موجک در VOI بکار برده می‌شود به‌طوری‌که  $\rho_{P_i} = 0$  به بخش‌هایی که خارج از VOI هستند،  $\rho_{P_i} = 1$  به آن‌هایی که کاملاً داخل VOI هستند و  $0 < \rho_{P_i} < 1$  به بخش‌هایی که بخشی از آن‌ها در VOI قرار دارد نسبت داده می‌شود.

برای تعیین بخش‌های تشکیل دهنده پس‌زمینه تهی از اطلاعات انرژی متوسط آن‌ها استفاده می‌شود که می‌توان آن را به صورت زیر محاسبه کرد:

$$\hat{\mathcal{E}}_{P_i} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K c_k^2 \quad 2-3$$

که  $c_k$  نمونه  $k$  ام بخش  $P_i$  و  $K$  تعداد کل نمونه‌های  $P_i$  است. انتظار می‌رود  $\hat{\mathcal{E}}_{P_i}$  برای بخش‌هایی که در پس‌زمینه خالی هستند مقدار صفر داشته باشد. ساده‌ترین روش ممکن برای تعیین اینکه یک بخش متعلق به پس‌زمینه خالی است یا خیر استفاده از روش آستانه‌گذاری است به‌طوری‌که اگر متوسط

انرژی ( $\hat{\mathcal{E}}_{P_i}$ ) زیر آستانه باشد بخش متعلق به پس‌زمینه خالی است. به‌طور کلی استفاده از یک تابع پیوسته برای تعیین تعلق یک بخش به پس‌زمینه خالی منجر به نتیجه بهتری خواهد شد. بنابراین برای مشخص کردن تعلق یک بخش در زیرباند‌های سطح درجه تفکیک  $r$  به پس‌زمینه خالی از یک تابع ساده و پیوسته نزولی یکنوا استفاده می‌شود که به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$B_{P_i} = 1 - \frac{\hat{\mathcal{E}}_{P_i}}{\max_{P_i \in r} \left\{ \hat{\mathcal{E}}_{P_i} \right\}} \in [0, 1] \quad 3-3$$

که  $\max_{P_i \in r} \left\{ \hat{\mathcal{E}}_{P_i} \right\}$  بیشینه انرژی متوسط در درجه تفکیک  $r$  است. هر چه مقدار  $B_{P_i}$  به یک نزدیک‌تر باشد احتمال تعلق بخش  $P_i$  به پس‌زمینه خالی بالاتر خواهد بود که متناظر با محتوای کم انرژی‌تر است درحالی‌که هر چه  $B_{P_i}$  به صفر نزدیک‌تر باشد احتمال تعلق بخش  $P_i$  به پس‌زمینه خالی کم‌تر خواهد بود که این متناظر با محتوای با انرژی متوسط بالاتر است. تمام مقادیر  $B_{P_i}$  در طول فرآیند کدگذاری محاسبه و به‌عنوان اطلاعات سرآیند ذخیره می‌شوند.

حال تابع  $w_{P_i}(P_i, B_{P_i}, \rho_{P_i})$  را برای تخصیص وزن  $w_{P_i}$  به  $P_i$  ها تعریف می‌کنیم که یک تابع پیوسته و نزولی یکنوا در رنج  $[0, 1]$  است:

$$w_{P_i}(P_i, B_{P_i}, \rho_{P_i}) = \rho_{P_i} + (1 - \rho_{P_i}) e^{-\left(\frac{B_{P_i}}{P_i}\right)^2} \quad 4-3$$

$B_{P_i}$  مطابق رابطه 3-3 تعریف می‌شود،  $\rho_{P_i}$  نسبتی از ضرایب موجک بخش  $P_i$  است که در VOI مشارکت می‌کنند و  $P_i$  احتمال قرار گرفتن بخش  $P_i$  در نواحی جانبی VOI است و طبق رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$P_i = 1 - \frac{d_{P_i}}{D_{\max}} \in (0, 1] \quad 5-3$$

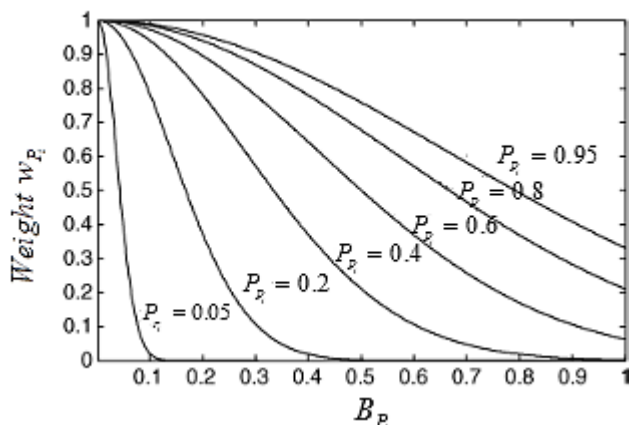
که  $d_{P_i}$  فاصله شعاعی بین مرکز VOI و مرکز ناحیه‌ای است که توسط بخش  $P_i$  در حوزه فضایی مشخص می‌شود.  $D_{\max}$  بیشینه فاصله شعاعی بین دو نمونه تصویر سه بعدی در حوزه فضایی است.

$$D_{\max} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad 6-3$$

که  $\{x, y, z\}$  اندازه تصویر سه بعدی در حوزه فضایی است. توجه کنید که چون برای بخش‌هایی که خارج از VOI هستند  $0 \leq d_{P_i} < D_{\max}$  است،  $P_i$  مقادیر خود را در بازه  $(0, 1]$  می‌گیرد هرچه مقدار  $P_i$  به یک نزدیک‌تر باشد احتمال اینکه بخش  $P_i$  نزدیک به جوانب VOI باشد بیشتر است. در حالیکه هرچه مقدار  $P_i$  نزدیک به صفر باشد این احتمال کاهش می‌یابد.

علت انتخاب تابع رابطه 3-4 این است که وزن‌ها به صورت تدریجی کاهش یابند و تابع با افزایش احتمال قرار گرفتن بخش  $P_i$  در زمینه خالی (افزایش مقدار  $B_{P_i}$ ) و کاهش احتمال قرار گرفتن آن در مجاورت VOI (کاهش مقدار  $P_i$ )، سریعاً کاهش یابد. در عین حال وزن بخش‌هایی که در VOI قرار دارند ( $\rho_{P_i} = 1$ ) برابر با یک خواهد بود. تابع  $w_{P_i}(P_i, B_{P_i}, \rho_{P_i})$  تفسیر احتمالاتی ساده‌ای دارد. مقدار وزن  $w_{P_i}$  متناظر با احتمال بودن بخش  $P_i$  در VOI یا به‌طور معادل دربرگرفتن اطلاعات ساختاری است. این احتمال برای بخش‌هایی که به‌طور کامل در VOI قرار می‌گیرند برابر با یک است زیرا فرض می‌شود تمام بخش‌های قرار گرفته در VOI دربرگیرنده اطلاعات ساختاری است. برای بخش‌های خارج از VOI این احتمال از یک توزیع گوسین تبعیت می‌کند که مقدار بیشینه آن در  $B_{P_i} = 0$  اتفاق می‌افتد و برابر با یک است و نرخ کاهش آن توسط  $P_i$  کنترل می‌شود. این احتمال برای بخش‌هایی که قسمتی از آنها در VOI مشارکت دارد به نسبت ضرایب موجک مشارکت کننده در VOI و یک توزیع گوسین که توسط

پارامترهای  $B_{P_i}$  و  $P_{P_i}$  کنترل می‌شود بستگی دارد. شکل ۳-۳ ترسیمی از رابطه ۳-۴ را برای بخش‌های خارج از VOI از مقادیر مختلف  $P_{P_i}$  نشان می‌دهد. می‌توان دید مقدار  $w_{P_i}$  بازای مقادیر کوچک  $B_{P_i}$  و مقادیر بزرگ  $P_{P_i}$  در اطراف مرکز VOI به آرامی کاهش می‌یابد درحالی‌که این مقدار بازای مقادیر بزرگ  $B_{P_i}$  و مقادیر کوچک  $P_{P_i}$  به سرعت به صفر می‌گراید.



شکل ۳-۳: تخصیص وزن به بخش  $P_i$  طبق مقادیر مختلف  $B_{P_i}$  و  $P_{P_i}$  [۲۷].

توجه کنید که پس از کدشدن تصویر، محاسبه وزن بخش‌ها برای هر VOI تنها نیازمند محاسبه مجدد دو مقدار برای هر بخش است: (۱) احتمال بودن آن در اطراف VOI (مقدار  $P_{P_i}$ ) و (۲) میزان مشارکت آن در VOI (مقدار  $\rho_{P_i}$ ). نیاز به محاسبه مجدد احتمال بودن در پس زمینه خالی (مقدار  $B_{P_i}$ ) نیست زیرا این مقدار وابسته به VOI نیست و تنها یک بار در طول فرآیند کدگذاری محاسبه می‌شود [۲۷].

### ۳-۵ بازچینی رشته بیتی

در یک لایه کیفیت رشته‌های بیتی برش خورده بلوک کدهای متعلق به یک بخش در یک سطح درجه تفکیک در واحدهایی به نام بسته قرار می‌گیرند. هر لایه کیفیت شیب اعوجاج-نرخ بهینه  $\lambda^{opt}$

مخصوص به خود را دارد که در کنار رشته بیتی فشرده تصویر ذخیره می‌شوند. جهت کدگشایی VOI وزن هر بخش با استفاده از مدل وزن‌دهی که در بخش قبل به آن اشاره شد مشخص می‌شود. جهت کدگشایی VOI وزن بخش  $P_i$  ( $W_{P_i}$ ) در شیب‌های اعوجاج-نرخ بهینه لایه‌های کیفیت ضرب می‌شود. بنابراین شیب یک بسته در لایه کیفیت  $l$  که دارای شیب اعوجاج-نرخ بهینه  $\lambda_l^{opt}$  است مقدار جدید  $W_{P_i} \lambda_l^{opt}$  را به خود می‌گیرد [۳۲]-[۳۳]. این بار با توجه به نرخ بیت هدف یک لایه‌بندی در سطح بسته همانند فرآیند بهینه‌سازی که در الگوریتم بهینه‌سازی PCRD انجام می‌گیرد تا مشخص شود کدام بسته‌ها از میان بسته‌های رشته بیتی تصویر به سمت کاربر ارسال شوند. این فرآیند تحت دو قید زیر انجام می‌گیرد [۲۷]:

$$\sum_{i=1}^I R_{y_{P_i}} \leq R_Y \quad \text{۷-۳}$$

$$\sum_{P_i \notin VOI} R_{y_{P_i}} < \sum_{P_i \in VOI} R_{y_{P_i}}$$

که  $I$  تعداد کل بخش‌های موجود در همه درجه تفکیک‌ها،  $R_{y_{P_i}}$  طول رشته بیتی بخش  $P_i$  و  $R_Y$  طول رشته بیتی کل است. در بخش دوم رابطه ۷-۳ قید دیگری نیز افزوده می‌شود مبنی بر اینکه طول رشته بیتی بخش‌هایی که جزء VOI هستند بیشتر از طول رشته بیتی بخش‌هایی باشد که جزء VOI نیستند. به این ترتیب می‌توان رابطه ۷-۳ را به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$\sum_{i=1}^I R_{y_{P_i}} \leq R_{Y^L}$$

$$\sum_{P_i \in VOI} R_{y_{P_i}} \leq w_{VOI} R_{Y^L} \quad \text{۸-۳}$$

$$\sum_{P_i \notin VOI} R_{y_{P_i}} \leq (1 - w_{VOI}) R_{Y^L}$$

پارامتر  $w_{VOI}$  تعیین می‌کند که چه درصدی از رشته بیتی کل به بخش‌هایی که جزء VOI هستند

اختصاص یابد. در صورتیکه پارامتر  $w_{VOI}$  بزرگتر از  $0/5$  باشد شرط دوم در رابطه  $3-7$  برقرار خواهد بود.

در این فرآیند طول رشته بیتی هر بخش از طریق کدگشایی سرآیند بسته‌های مربوطه و بدست آوردن مجموع طول‌های رشته‌های بیتی بلوک کدهای آن بسته بدست می‌آید. با استفاده از مدل وزن‌دهی و فرآیند بهینه‌سازی صورت گرفته در سطح بسته بخش‌هایی که وزن بیشتری دارند یا به عبارتی تعلق بیشتری به VOI دارند سهم بیشتری را در رشته بیتی ارسال شده به سمت کاربر مشارکت می‌دهند. بنابراین تصویر بازسازی شده در VOI بیشترین کیفیت یا کمترین اعوجاج را خواهد داشت. کیفیت نواحی اطراف VOI نیز به تدریج با دور شدن از مرکز VOI کاهش می‌یابد. بنابراین تصویر بازسازی شده در VOI بیشترین کیفیت یا کمترین اعوجاج را خواهد داشت. کیفیت نواحی اطراف VOI نیز به تدریج با دور شدن از مرکز VOI کاهش می‌یابد.

فصل چهارم

نتایج شبیه‌سازی

#### ۱-۴ معرفی تصاویر تست

تصاویر تست ما شامل دو توالی<sup>۱</sup> MRI کمری<sup>۲</sup> و یک توالی MRI مغزی<sup>۳</sup> است که از مرکز MRI بیمارستان امام حسین تهران تهیه شده است. برای هر تصویر سه بعدی یک VOI مشخص شده است که فرض شده است به لحاظ پزشکی در بردارنده اطلاعات مرتبط است. مشخصات توالی‌های تست، ابعاد و مختصات پیکسلی VOI مربوطه و ابعاد بلوک کدهای مورد استفاده در کدگذاری هریک از توالی‌ها در جدول ۱-۴ خلاصه شده است. مختصات مرکز VOI همان اندیس پیکسل مرکز VOI در تصویر اصلی و ابعاد آن نیز برحسب تعداد پیکسل‌ها است. هر سه توالی شامل برش‌های MRI از دید سائزیتال هستند.

جدول ۲-۴: مشخصات توالی‌های تست، مختصات VOI و ابعاد بلوک کد.

ماهیت	ابعاد تصویر	نرخ بیت تصویر اصلی	مشخصات VOI		ابعاد بلوک کد
			ابعاد	مرکز	
1.MRI	۵۱۲×۵۱۲×۶۴	۱۲	(۱۵۰،۱۵۰،۵۰)	(۲۷۵،۲۹۰،۳۲)	۱۶×۱۶×۱۶
2.MRI	۵۱۲×۵۱۲×۶۴	۱۱	(۱۴۰،۱۴۰،۵۰)	(۳۲۹،۲۹۱،۳۲)	۱۶×۱۶×۱۶
3.MRI	۵۱۲×۵۱۲×۶۴	۸	(۱۵۰،۱۵۰،۵۰)	(۲۷۵،۲۹۰،۳۲)	۱۶×۱۶×۱۶

#### ۲-۴ سنجش فشردگی

هدف از فشردگی تصویر بیان تصویر توسط رشته‌ای از اعداد دودویی یا بیت‌هاست که به آن رشته بیتی فشردگی گفته می‌شود و با  $c$  نشان داده می‌شود. هدف این است که طول این رشته بیتی  $\|c\|$  تا حد امکان کوچک نگه داشته شود. بدون فشردگی برای بیان یک تصویر سه بعدی با ابعاد  $MNL$  و عمق

<sup>1</sup> Sequence

<sup>2</sup> Lumbar

<sup>3</sup> Cerebral



بیت B به  $MNLB$  بیت نیاز داریم، بنابراین نسبت فشرده‌سازی ( $CR^1$ ) به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۶]:

$$CR = \frac{MNLB}{\|c\|} \quad 1-4$$

نرخ بیت فشرده‌سازی را بر حسب  $bpv^2$  به صورت زیر تعریف می‌کنیم [۱۵]. نرخ بیت بیانگر متوسط تعداد بیت‌های لازم برای ذخیره هر وکسل<sup>۳</sup> تصویر است. پیکسل‌ها را در تصاویر سه بعدی ووکسل می‌گویند.

$$bpv = \frac{\|c\|}{MNL} \quad 2-4$$

هر چه  $CR$  بیشتر باشد یا به طور معادل  $bpv$  کمتر باشد فشرده‌سازی بیشتری صورت گرفته است. جدول ۳-۴ مقادیر  $CR$  و  $bpv$  را برای توالی‌های تست در حالت فشرده‌سازی بدون اتلاف با روش پیشنهادی نشان می‌دهد. بر روی هر یک از تصاویر یک سطح تجزیه موجک اعمال شده است.

جدول ۳-۴: نسبت فشرده‌سازی و نرخ بیت تصویر در حالت فشرده‌سازی بدون اتلاف.

ماهیت	نسبت فشرده‌سازی	نرخ بیت
1.MRI	۲/۱۶۴۳	۵/۰۸۲۴
2.MRI	۲/۹۲۵۴	۴/۱۰۲۱
3.MRI	۲/۵۳۸۵	۳/۱۵۱۵

برای سنجش کیفیت بازسازی  $VOI$  و پس‌زمینه ( $BG^4$ ) در نرخ بیت‌های مختلف، از کمیتی به نام

<sup>1</sup> Compression Ratio

<sup>2</sup> Bit per voxel

<sup>3</sup> Voxel

<sup>4</sup> Back Ground

بیشینه سیگنال به نویز ( $PSNR^1$ ) استفاده می‌شود که برای یک تصویر سه بعدی با عمق بیت  $m$  مطابق رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$PSNR = 20 \log_{10} \frac{(2^m - 1)}{\sqrt{MSE}} \quad 3-4$$

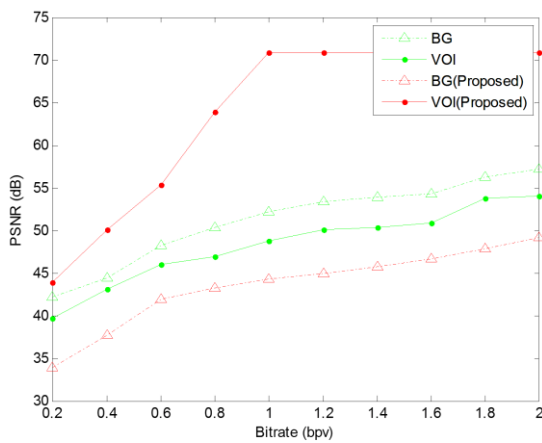
$$MSE = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (c_k - \hat{c}_k)^2$$

که  $MSE$  متوسط مربع خطا را نشان می‌دهد و  $(2^m - 1)$  بیشینه مقدار وکسل در تصویر سه بعدی،  $k$  تعداد کل پیکسل‌ها در ناحیه مورد بررسی،  $c_k$  و  $\hat{c}_k$  به ترتیب مقادیر اصلی و بازسازی شده پیکسل  $K$  ام هستند.

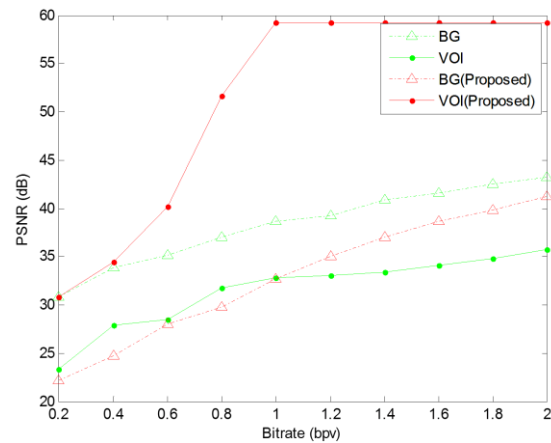
در پیاده‌سازی روش پیشنهادی، در مرحله PCRD رشته‌های بیتی بلوک کدها در تعدادی لایه توزیع می‌شوند. جهت مقایسه مقادیر  $PSNR$  در  $VOI$  و  $BG$  فقط ۱۰ لایه اول نمایش داده شده می‌شود. هر توالی تست در هر نرخ بیت به دو روش کدگشایی می‌شود: در روش اول  $VOI$  مشخص می‌شود و با استفاده از مدل وزن‌دهی گفته شده در فصل قبل رشته بیتی بازچینی می‌شود. در روش دوم کدگشایی تصویر در هر نرخ بیت بدون در نظر گرفتن  $VOI$  و به صورت سراسری صورت می‌گیرد. بنابراین در روش اول بخش‌های مرتبط‌تر به  $VOI$  که وزن بیشتری دارند سهم بیشتری در رشته بیتی خروجی خواهند داشت. انتظار می‌رود ناحیه مطلوب در حالت اول کیفیت بالاتری نسبت به حالت دوم داشته باشد. در عین حال با توجه به فرمول ۳-۸ پارامتر  $w_{VOI}$  برای هر سه تصویر مساوی با  $0.7$  قرار داده شده است. پس ۷۰ درصد رشته بیتی کل به بخش‌های متعلق به  $VOI$  و ۳۰ درصد آن به بخش‌های متعلق به پس‌زمینه اختصاص می‌یابد. کیفیت تصویر در ناحیه مطلوب و پس‌زمینه در هر دو روش با معیار  $PSNR$  سنجیده می‌شود. شکل ۲-۴ مقادیر  $PSNR$  را در  $VOI$  و  $BG$  به‌ازای نرخ بیت‌های مختلف در سه تصویر تست

<sup>1</sup> Peak Signal to Noise Ratio

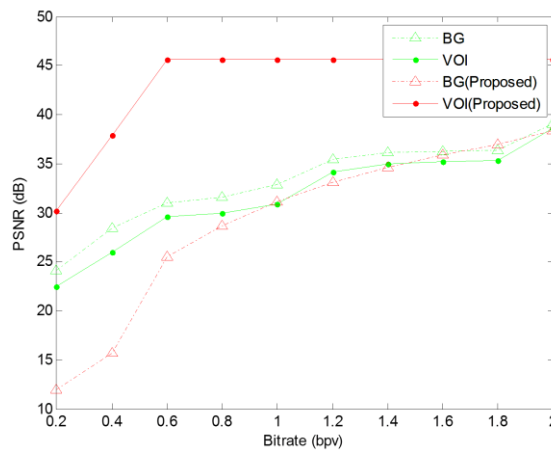
نشان می‌دهد.



ب



الف



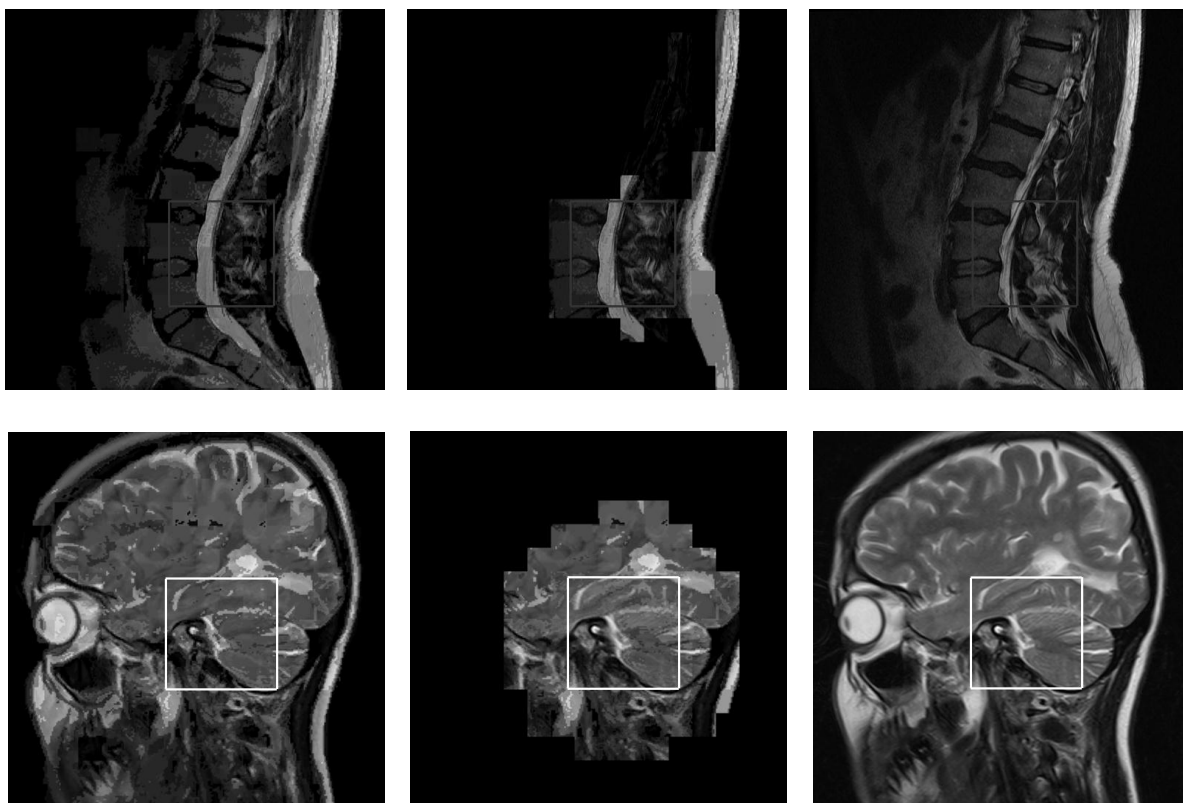
پ

شکل ۴-۱: مقایسه مقادیر PSNR در VOI و BG در نرخ بیت‌های مختلف در دو روش کدگذاری، الف: تصویر تست ۱،

ب: تصویر تست ۲، پ: تصویر تست ۳،

مشاهده می‌شود که مقادیر PSNR در VOI در روش کدگذاری اول در تمام نرخ بیت‌ها بالاتر از مقادیر PSNR در روش دوم است. همچنین مقادیر PSNR در BG در روش اول کدگذاری کمتر از روش دوم است. دلیل این امر این است که در روش اول به دلیل استفاده از وزن‌دهی، رشته‌های بیتی بخش‌های

مرتبطتر به VOI مشارکت بیشتری در رشته‌بیتی خروجی داشته‌اند. به عبارتی وقتی کدگشایی را با استفاده از روش پیشنهادی انجام می‌دهیم از کیفیت پس‌زمینه کاسته می‌شود و به کیفیت VOI افزوده می‌شود. در شکل ۲-۴ و ۳-۴ کیفیت تصاویر تست بازسازی شده در VOI با استفاده از روش کدگشایی با هم مقایسه شده است.

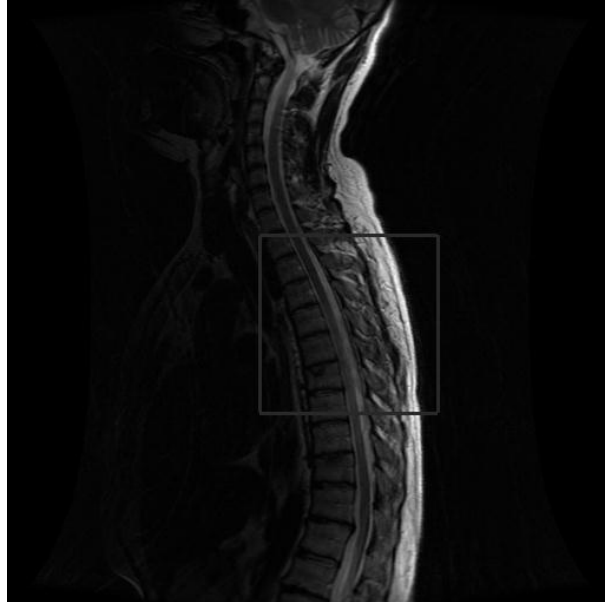


پ

ب

الف

شکل ۲-۴: مقایسه کیفیت نواحی VOI و BG در برش شماره ۱۹، تصاویر تست ۱ و ۳ در نرخ بیت ۰/۲، الف: تصویر اصلی، ب: تصویر کدگشایی شده با استفاده از روش اول، پ: تصویر کدگشایی شده با استفاده از روش دوم.



الف



ب



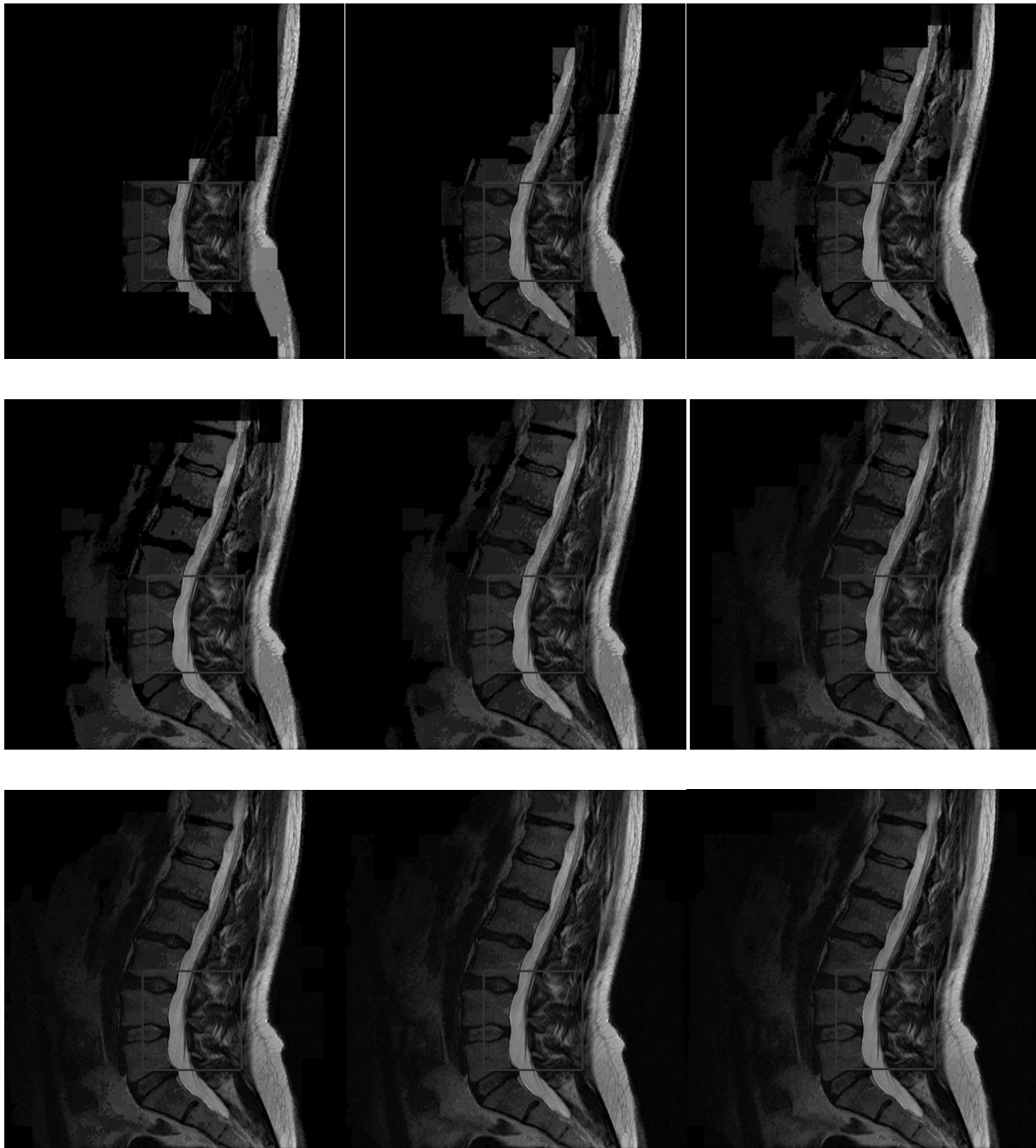
پ

شکل ۴-۳: مقایسه کیفیت نواحی VOI و BG در برش شماره ۵، تصویر تست ۲ در نرخ بیت ۰/۲، الف: تصویر اصلی، ب:

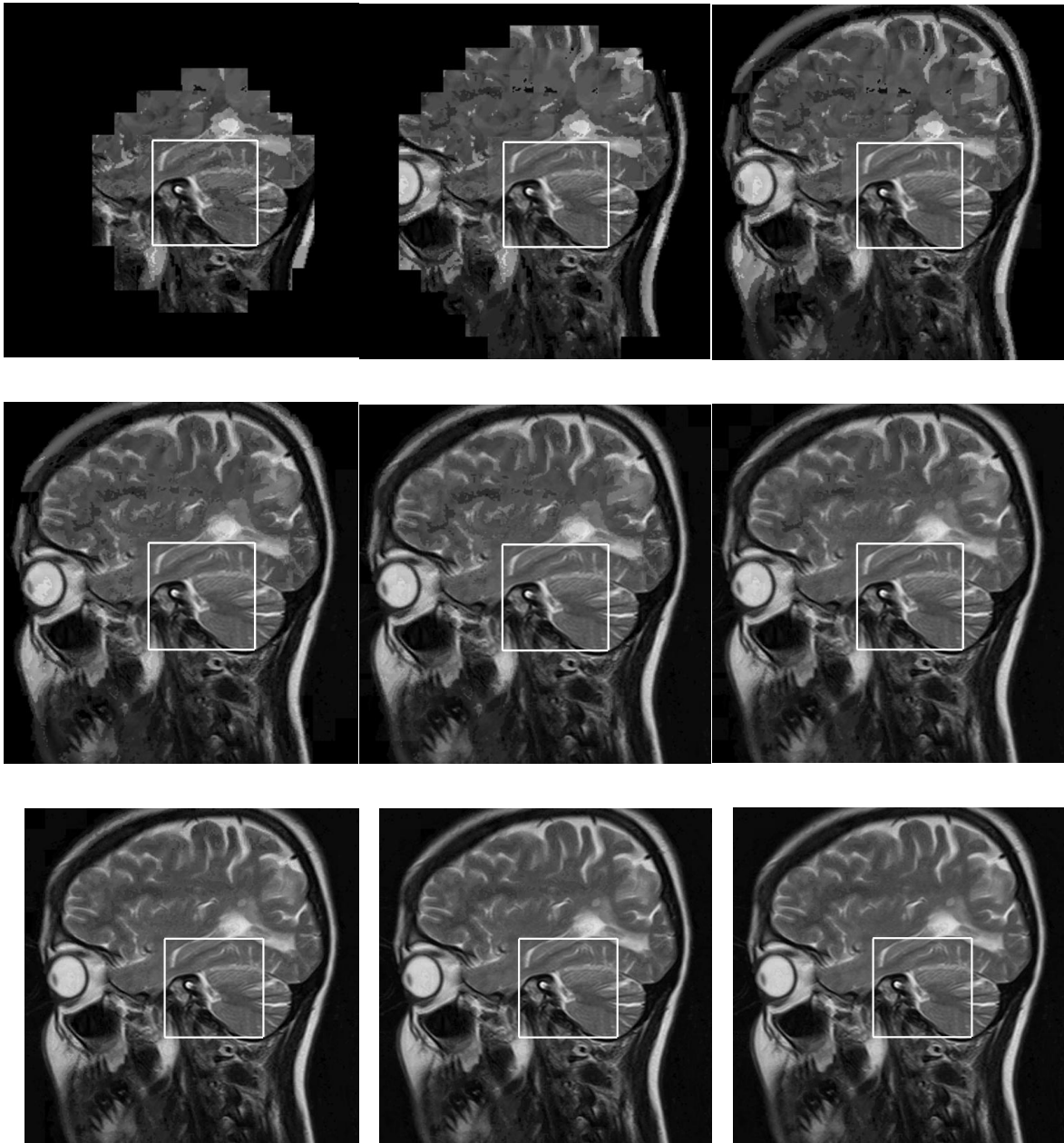
تصویر کدگشایی شده با استفاده از روش اول، پ: تصویر کدگشایی شده با استفاده از روش دوم.

روند افزایش کیفیت تصاویر تست ۱ و ۲ در اثر افزایش نرخ بیت در شکل‌های ۴-۴ و ۴-۵ قابل

مشاهده است.



شکل ۴-۴: مقایسه روند افزایش کیفیت VOI و BG در برش شماره ۱۹ توالی تست ۱. از چپ به راست و از بالا به پایین در نرخ بیت‌های ۰/۲، ۰/۴، ۰/۶، ۰/۸، ۱، ۱/۲، ۱/۴، ۱/۸ و ۲.



شکل ۴-۵: مقایسه روند افزایش کیفیت VOI و BG در برش شماره ۱۹ توالی تست ۳. از چپ به راست و از بالا به پایین در نرخ بیت‌های ۰/۲، ۰/۴، ۰/۶، ۰/۸، ۱، ۱/۲، ۱/۴، ۱/۶ و ۲.

در جدول ۳-۴ میانگین مقادیر PSNR سه تصویر تست در ده نرخ بیت در محل VOI با استفاده از دو روش کدگشایی مقایسه شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد به‌طور متوسط کیفیت VOI بر حسب PSNR در تصاویر تست کدگشایی شده با روش اول (روش پیشنهادی) نسبت به روش دوم حدوداً ۱۰ dB بهبود



داشته است.

جدول ۳-۴: مقایسه مقادیر PSNR در VOI با استفاده از دو روش کدگشایی

VOI در PSNR(dB)	تصویر تست ۱	تصویر تست ۲	تصویر تست ۳	میانگین
روش اول	۵۱/۲۶	۶۳/۷۹/	۴۳/۲۹	۵۲/۷۸
روش دوم	۳۱/۵۱	۴۸/۳۶	۳۱/۷۱	۴۲/۷۴

### ۳-۴ نتیجه‌گیری

در این پژوهش روشی برای فشرده‌سازی مقیاس‌پذیری تصاویر سه بعدی پزشکی همراه با کدگذاری بهینه حجم مطلوب پیشنهاد شده است که در کاربردهای درمان از راه دور تعاملی بکار می‌رود. این روش براساس تبدیل موجک صحیح سه بعدی و الگوریتم EBCOT سه بعدی است که یک رشته بیتی لایه‌ای مقیاس‌پذیر تولید می‌کند. زیرباندهای سه بعدی حاصل از اعمال تبدیل موجک به مکعب‌های ناهمپوشان به نام بلوک کد تقسیم می‌شوند. هریک از بلوک کدها به صورت مستقل توسط الگوریتم EBCOT سه بعدی کدگذاری می‌شوند. نمادهای دودویی تولید شده در اثر کدگذاری به همراه فحوی مربوطه به MQ-coder داده می‌شوند. برای هر یک از بلوک کدها یک رشته بیتی جاسازی شده ایجاد می‌شود که می‌تواند در نقاط خاصی که متناظر با انتهای مراحل کدگذاری EBCOT است برش بخورد. یک فرآیند بهینه‌سازی نرخ-اعوجاج به رشته‌های بیتی بلوک کدها اعمال می‌شود تا اعوجاج کل تصویر را تحت قید نرخ بیت کل به حداقل برساند. رشته‌های بیتی برش‌خورده در لایه‌های کیفیت سازماندهی می‌شوند. متناظر با هر لایه کیفیت یک شیب اعوجاج-نرخ بهینه جود دارد که در کنار رشته بیتی فشرده تصویر ذخیره می‌شود. در هر سطح درجه تفکیک بلوک کدهایی که بیانگر ناحیه فضایی خاصی در تصویر اصلی هستند در گروه‌هایی

به نام بخش قرار می‌گیرند. در هر لایه کیفیت رشته‌های بیتی برش خورده بلوک کدهای متعلق به یک بخش در واحدهایی به نام بسته قرار می‌گیرند. روش فشرده‌سازی پیشنهادی از فرآیند بازچینی رشته بیتی و یک روش بهینه‌سازی به منظور کدگذاری بهینه حجم مطلوب با بالاترین کیفیت ممکن نسبت به اطلاعات پس‌زمینه استفاده می‌کند. باز چینی رشته بیتی بر اساس یک مدل وزن‌دهی صورت می‌گیرد. به هر بخش در هر سطح درجه تفکیک وزنی اختصاص داده می‌شود. در تخصیص وزن به هر بخش دو فاکتور اصلی در نظر گرفته می‌شوند: (۱) نزدیکی بخش به  $VOI$  (۲) انرژی متوسط بخش. در این روش می‌توان هر ناحیه مطلوب دلخواه را از رشته بیتی فشرده تصویر بدون نیاز به کدگذاری مجدد تصویر کدگشایی کرد. وزن هر بخش در شیب‌های اعوجاج-نرخ بهینه هر لایه کیفیت ضرب می‌شود. سپس یک فرآیند بهینه‌سازی به رشته بیتی لایه‌ای تصویر اعمال می‌شود تا رشته بیتی تصویر به نحوی بازچینی شود که حجم مطلوب بالاترین کیفیت ممکن را نسبت به نواحی پس‌زمینه داشته باشد. همچنین برای تجسم بهتر، اطلاعات پس‌زمینه نیز طوری گنجانده می‌شوند که کیفیت نواحی اطراف ناحیه مطلوب با نزدیک شدن به آن به تدریج افزایش یابد. به منظور ارزیابی کیفیت تصویر بازسازی شده در حجم مطلوب از معیار PSNR استفاده شده است. برای مقایسه نتایج روش پیشنهادی، تصویر به دو روش و در نرخ بیت‌های مختلف کدگشایی شده است. در روش اول، کدگشایی تصویر بادر نظر گرفتن بخشی از تصویر سه بعدی به عنوان حجم مطلوب و با استفاده از مدل وزن‌دهی برای بازچینی رشته بیتی صورت می‌گیرد. در روش دوم، کدگشایی تصویر بدون در نظر گرفتن حجم مطلوب و به صورت کلی انجام می‌شود. مقایسه مقادیر PSNR در دو روش نشان می‌دهد کیفیت تصویر بازسازی شده در حجم مطلوب با استفاده از روش اول بالاتر از کیفیت همان قسمت در تصویر کدگشایی شده با استفاده از روش دوم است. در مقابل کیفیت نواحی پس‌زمینه در روش کدگشایی دوم با استفاده از معیار PSNR بالاتر از کیفیت همان نواحی در روش اول است. و این نشان می‌دهد که در روش اول به دلیل استفاده از مدل وزن‌دهی به رشته‌های بیتی بخش‌های

مرتبط تر با حجم مطلوب اولویت بیشتری داده شده است.

#### ۴=۴ پیشنهادات برای کارهای آینده

- ۱) استفاده از تزايد بين برش‌های تصاویر سه بعدی پزشکی به منظور بهبود عملکرد فشرده‌سازی
- ۲) کدگذاری بیش از یک VOI در یک تصویر پزشکی در مواردی که تشخیص درست از روی چند ناحیه به‌طور همزمان امکان‌پذیر است.

- [1]. P. Schelkens, A. Munteanu, J. Barbarien, M. Galca, X. Giro-Nieto, and J. Cornelis, "Wavelet coding of volumetric medical datasets," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 22, no. 3, pp. 441–458, Mar. 2003.
- [2]. Z. Xiong, X. Wu, S. Cheng, and J. Hua, "Lossy-to-lossless compression of medical volumetric images using three-dimensional integer wavelet transforms," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 22, no. 3, pp. 459–470, Mar. 2003.
- [3]. X. Wu and T. Qiu, "Wavelet coding of volumetric medical images for high throughput and operability," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 24, no. 6, pp. 719–727, Jun. 2005.
- [4]. G. Menegaz and J. P. Thirion, "Three-dimensional encoding/two-dimensional decoding of medical data," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 22, no. 3, pp. 424–440, Mar. 2003.
- [5]. R. Srikanth and A. G. Ramakrishnan, "Contextual encoding in uniform and adaptive mesh-based lossless compression of MR images," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 24, no. 9, pp. 1199–1206, Sep. 2005.
- [6]. V. Sanchez, R. Abugharbieh, and P. Nasiopoulos, "Symmetry-based scalable lossless compression of 3-D medical image data," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 28, no. 7, pp. 1062–1072, Jul. 2009.
- [7]. J. M. Shapiro, "Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients," *IEEE Trans. Signal Process.*, vol. 41, no. 12, pp. 3445–3462, Dec. 1993.
- [8]. A. Said and W. Pearlman, "A new fast and efficient image coded based on set partitioning in hierarchical trees," *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol.*, vol. 6, no. 3, pp. 243–250, Jun. 1996.
- [9]. D. Taubman, "High performance scalable image compression with EBCOT," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 9, no. 7, pp. 1158–1170, Jul. 2000.
- [10]. K. Krishnan, M. Marcellin, A. Bilgin, and M. Nadar, "Efficient transmission of compressed data for remote volume visualization," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 25, no. 9, pp. 1189–1199, Sep. 2006.
- [11]. Y. Liu and W. A. Pearlman, "Region of interest access with three dimensional SBHP algorithm," in *Proc. SPIE*, 2006, vol. 6077, pp. 17–19.
- [12]. C. Doukas and I. Maglogiannis, "Region of interest coding techniques for medical image compression," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 25, no. 5, pp. 29–35, Sep.–Oct. 2007.

- [13]. I. Ueno and W. Pearlman, “*Region of interest coding in volumetric images with shape-adaptive wavelet transform,*” in *Proc. SPIE*, 2003, vol. 5022, pp. 1048–1055.
- [14]. P. Schelkens, A. Skodras, T. Ebrahimi, “*The JPEG 2000 Suit,*”. John Wiley and Sons, Ltd., Chippenham, UK, 2009.
- [15]. A. Skodras, Ch. Christopoulos and T. Ebrahimi, “*The JPEG 2000 Still Image Compression Standard,*” *IEEE Signal Processing Magazin*. September 2001.
- [16]. D. Taubman, M. Marcellin, “*JPEG2000 Image Compression Fundamentals, Standards and Practice,*” Kluwer Academic Publishers, Boston, US, 2002.
- [17]. F. Auli-Linas, M. Marcellin, “*Distortion estimation for bitplane image coding,*” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 18, no 8, pp. 1772-1781, May 2009.
- [18]. <http://www.deic.uab.cat/~fransc>
- [19]. *Information Technology—JPEG 2000 Image Coding System: Core coding system.* ITU-T Recommendation T.800.
- [20]. J. Askelof, C. Christopoulos, M. Larsson Carlander, and F. Oijer, “*Wireless image applications and next-generation imaging,*” *Ericsson Review*, no. 2, pp. 54-61, 2001. Available [http://www.ericsson.com/review/2001\\_02/](http://www.ericsson.com/review/2001_02/).
- [21]. C.A. Christopoulos, J. Askelof, and M. Larsson, “*Efficient methods for encoding regions of interest in the upcoming JPEG 2000 still image coding standard,*” *IEEE Signal Processing Lett.*, vol. 7, pp. 247-249, Sept. 2000.
- [22]. C.A. Christopoulos, J. Askelof, and M. Larsson, “*Efficient encoding and reconstruction of regions of interest in JPEG 2000,*” in *Proc. X European Signal Processing Conf. (EUSIPCO-2000)*, Tampere, Finland, pp. 1133-1136, Sept. 2000.
- [23]. C.A. Christopoulos, J. Askelof, and M. Larsson, “*Efficient region of interest encoding techniques in the upcoming JPEG 2000 still image coding standard,*” in *Proc. IEEE Int. Conf. Image Processing (ICIP 2000)*, vol. II. Vancouver, Canada, Sept. 2000, pp. 41-44.
- [24]. E. Atsumi and N. Farvardin, “*Lossy/lossless region-of-interest image coding based on set partitioning in hierarchical trees,*” *Proc. IEEE Int. Conf. Image Processing*, Chicago, IL, Oct. 1998, pp. 87-91.
- [25]. A. R. Calderbank, I. Daubechies, W. Sweldens, and B. L. Yeo, “*Wavelet transforms that map integers to integers,*” *Appl. Comput. Harmon. Anal.*, vol. 5, no. 3, pp. 332–369, 1998.
- [26]. I. Daubechies and W. Sweldens, “*Factoring wavelet transform into lifting steps,*” *J. Fourier Anal. Appl.*, vol. 41, no. 3, pp. 247–269, 1998.

- [27]. V. Sanches, R. Abugharibieh, P. Nasiopoulos, “*3-D Scalable Medical Image Compression with Optimized Volume of Interest Coding*,” *IEEE Tran. Medical Imaging*, vol. 29, no. 10, pp. 1808-1820, Oct, 2010.
- [28]. O. M. Kosheleva, S. D. Cabrera, B. E. Usevitch, A. Aguirre, “*MSE optimal bit-rate allocation in JPEG2000 part 2 compression applied to a 3-D data set*.” *Data Compression Conference*, 23-25 March 2004.
- [29]. Z. Wang and A. C. Bovik, “*Embedded foveation image coding*,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 10, no. 10, pp. 1397–1410, Oct. 2001
- [30]. V. Sanchez, A. Basu, and M. K. Mandal, “*Prioritized region of interest coding in JPEG2000*,” *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol.*, vol. 14, no. 9, Sep. 2004.
- [31]. K. J. Wiebe and A. Basu, “*Improving image and video transmission quality over ATM with fovea prioritization and priority dithering*,” *Pattern Recognit. Lett.* vol. 22, pp. 905–915, 2001.
- [32]. D. Taubman, R. Rosenbaum, “*Rate-distortion optimized interactive browsing of JPEG2000 Images*,” *Int. Conf. Image Processing*, vol.2, 14-17 Sept. 2003. Pages: III - 765-8.
- [33]. D. Taubman, “*Proposal and Implementation of JPIP (Jpeg2000 Internet Protocol) in Kakadu v3.3*,” 9 August, 2002.

## **Abstract**

In this study a 3D scalable compression method for medical images with volume of interest coding has been presented. The method is presented within the framework of interactive telemedicine applications, where different remote clients may access the compressed 3-D medical imaging data stored on a central server and request the transmission of different volumes of interest. The method employs the 3-D integer wavelet transform and 3-D EBCOT to create a scalable bit-stream. Optimized volume of interest coding is attained by an optimization technique that reorders the output bit-stream after encoding, so that those bits belonging to a volume of interest are decoded at the highest quality possible at any bit-rate. The bit-stream reordering procedure is based on a weighting model that incorporates the position of the volume of interest and the mean energy of the wavelet coefficients. Weighting function is an exponential that causes peripherally increasing quality around the volume of interest. Results have shown that the proposed method increases reconstructed test images quality within the volume of interest about 10 dB in average, in comparison with decoding of image without using weighting model, in terms of peak signal to noise ratio (PSNR).

**Keywords:** Scalable compression, interactive telemedicine, medical image compression, volume of interest, 3-D EBCOT, 3-D integer wavelet transform.



**University of shahrood**

**Faculty of Electrical & Robotic Engineering**

Master of Science Thesis

**3D Scalable Medical Image Compression Based on Volume  
of Interest Coding**

**Fatemeh Amani Tatar**

**Supervisor**

Dr. Maarouzi

September 2015