

# چون روز سه شنبه تی ای گفت نیازی به گزارش نیست، گزارش رو کامل نکردیم. اما ۱۳ صفحه مرور ادبیات قابل مشاهده است.

## مقدمه

## مرور ادبیات

در این بخش، قصد داریم با مفاهیم و روش‌های کلیدی مطرح شده در مقاله مورد بررسی آشنا شویم. هدف از این مرور، درک بهتر رویکردها و اصطلاحات تخصصی مورد استفاده در مقاله و شناخت دستاوردهای پیشین آن است تا زمینه‌ای مناسب برای تحلیل نتایج و شرح مراحل بعدی پروژه فراهم شود. به این ترتیب، مرور ادبیات نه تنها در فهم دقیق مقاله کمک می‌کند، بلکه به ما اجازه می‌دهد استراتژی‌های آزمایشی و معیارهای ارزیابی مورد استفاده را بهتر درک کنیم و مقایسه‌ای منطقی با کارهای خود انجام دهیم.

## تصویربرداری دندان

در این بخش به صورت متمرکز انواع مرسوم تصاویر دندان و ویژگی‌های فنی آن‌ها را شرح می‌دهیم، سپس دلایل نیاز به یک راه‌حل فشرده‌سازی ویژه برای این تصاویر را بیان می‌کنیم. هدف این بخش این است که

خواننده‌ای که با حوزه پزشکی آشنا نیست، تصویر روشنی از مشخصات داده‌های مورد بررسی در مقاله به دست آورد.

## انواع تصاویر دندان

در دندان پزشکی چند مودال تصویربرداری متداول وجود دارد که در مقاله نیز مطرح شدند. در ادامه برخی از آن‌ها را شرح می‌دهیم:

- پانورامیک: تصویری دوبعدی که کل فک بالا و پایین و ساختارهای اطراف را در یک نما نشان می‌دهد. معمولاً برای ارزیابی کلی پوسیدگی، رشد دندان عقل، برنامه‌ریزی ایمپلنت و بررسی ساختار استخوانی استفاده می‌شود.
  - سفالومتری جانبی: تصویری جانبی از جمجمه و فک که در ارتودنسی برای تحلیل روابط استخوانی و تغییرات رشد کاربرد دارد.
  - بایت‌وینگ: نماهایی کوچک‌تر که برای تشخیص پوسیدگی بین دندانی و بررسی تماس‌های بین دندانی به کار می‌روند. این تصاویر معمولاً رزولوشن و جزئیات محلی بالایی دارند.
- در مقاله به طور خاص تصاویر پانورامیک و سفالومتری جانبی استفاده شده اند.

## ویژگی‌های فنی (رزولوشن، عمق بیت و فرمت)

- رزولوشن: دستگاه‌های مدرن پانورامیک و سفالومتری تصاویر حداقل در محدوده یک مگاپیکسل تولید می‌کنند و در بسیاری از سیستم‌های جدید رزولوشن‌ها به‌طور قابل توجهی بالاتر است.
- عمق بیت: تصاویر بالینی ممکن است به‌صورت ۸ بیت ذخیره شوند (مثلاً JPG) یا در فرمت‌های پزشکی مانند DICOM با عمق بیت بالاتر (۱۲ یا ۱۶ بیت) نگهداری شوند. عمق بیت بالاتر حساسیت به تغییرات روشنایی را افزایش می‌دهد.
- فرمت‌های ذخیره‌سازی: مقاله اشاره کرده که تصاویر اغلب به‌صورت JPG یا DICOM منتقل می‌شوند.

## علت نیاز به فشرده سازی ویژه

کلینیک‌ها روزانه تعداد زیادی تصویر ثبت می‌کنند؛ تصاویر پانورامیک یا سه‌بعدی حجم زیادی از حافظه و پهنای باند را اشغال می‌کنند. فشرده‌سازی lossless معمولاً نسبت فشرده سازی کمی فراهم می‌کند و برای نیازهای

واقعی کافی نیست. برخلاف تصاویر عمومی، از دست دادن اطلاعات ممکن است به از دست رفتن سرنخ‌های تشخیصی منجر شود. بنابراین فشرده‌سازی باید **visually lossless** باشد، یعنی اعوجاج ناشی از فشرده‌سازی برای پزشک قابل تشخیص نباشد. وجود نویز وابسته به مکان و اثرات غیرخطی دستگاه باعث می‌شود که پارامترهای فشرده‌سازی مثل **Quantization Step** به‌طور کلی برای همه تصاویر قابل تعمیم نباشند؛ این همان نکته‌ای است که مقاله تلاش کرده با تنظیم **QS** و تحلیل معیارهای کیفیت تصویر آن را حل کند.

## مدل‌های نویز در تصاویر پزشکی و دندان‌ی

### مفاهیم پایه فشرده‌سازی تصویری

در فشرده‌سازی تصویر دو رویکرد کلی وجود دارد، فشرده‌سازی **lossless** و فشرده‌سازی **lossy**. در فشرده‌سازی **lossless**، تصویر پس از بازسازی دقیقاً همان داده اولیه را بازمی‌گرداند. این روش برای آرشیوهای پزشکی که نیاز به بازتولید دقیق اطلاعات دارند مناسب است، اما نسبت کاهش حجم در آن معمولاً کم است. در فشرده‌سازی **lossy**، بخشی از اطلاعات با هدف کاهش حجم حذف یا تقریب زده می‌شود و به همین دلیل نسبت کاهش حجم بسیار بیشتر می‌شود. در کاربردهای پزشکی نکته کلیدی این است که حذف یا تقریب باید به گونه‌ای باشد که ارزش تشخیصی تصویر از بین نرود؛ یعنی اعوجاج ایجادشده توسط فشرده‌سازی از دید انسانی قابل تشخیص نباشد (**visually lossless**).

بخش عمده‌ای از الگوریتم‌های فشرده‌سازی مبتنی بر سه مرحله اصلی است: تبدیل، کوانتیزه‌سازی و رمزگذاری آنروپی. در مرحله تبدیل تصویر به حوزه فرکانسی منتقل می‌شود تا اطلاعات در ضرایب فرکانسی متمرکز شود. نمونه‌های مرسوم تبدیل عبارتند از تبدیل کسینوسی گسسته (**DCT**) و تبدیل موجک (**wavelet**). در حوزه فرکانسی، کوانتیزه‌سازی به معنی تقریب ضرایب به گام‌هایی معین است که کنترل مستقیم میزان افت را بر عهده دارد. پس از کوانتیزه‌سازی، مرحله رمزگذاری آنروپی با حذف تکرارها و استفاده از کدهای فشرده مانند

هافمن یا کدهای آماری دیگر، داده‌ها را به جریان بیتی فشرده تبدیل می‌کند. تقسیم تصویر به بلوک‌ها و انتخاب اندازه بلوک نیز نقش مهمی دارد. در برخی روش‌ها اندازه بلوک ثابت است و در برخی دیگر اندازه بلوک متغیر انتخاب می‌شود تا الگوریتم بتواند خود را با محتوای محلی تصویر تطبیق دهد.

در تحلیل نتایج فشرده‌سازی از چند اصطلاح متداول استفاده می‌شود. نسبت فشرده‌سازی که با CR نشان داده می‌شود برابر است با نسبت حجم اولیه به حجم فشرده شده. معیار دیگر بیت بر پیکسل است که نشان می‌دهد پس از فشرده‌سازی به طور متوسط چند بیت برای هر پیکسل مصرف شده است. پارامتر عملیاتی محوری که در بسیاری از کدها نقش دارد گام کوانتیزه‌سازی است که با QS نمایش داده می‌شود. هرچه مقدار QS بیشتر باشد کوانتیزه‌سازی شدیدتر می‌شود و در نتیجه نسبت فشرده‌سازی افزایش و اعوجاج بیشتر می‌شود. به طور کلی پارامترهایی که میزان فشرده‌سازی را تنظیم می‌کنند مانند QS یا پارامتر کیفیت در استانداردهای دیگر را می‌توان «پارامتر کنترل‌کننده فشرده‌سازی» نامید.

## بررسی و دسته‌بندی کدهای مطرح در مقاله و مرتبط

در این بخش کدهای مهمی را که در مقاله بررسی شده، معرفی و با هم مقایسه می‌کنیم. برای هر کدر ابتدا ساختار کلی و مراحل کدگذاری شرح داده می‌شود، سپس نکات فنی، مزایا و محدودیت‌ها بیان می‌گردد. هدف این است که خواننده بدون پیش‌زمینه عمیق بداند هر کدر چه می‌کند و ریشه تفاوت عملکرد آن‌ها در چیست.

### (ADCTC) Advanced DCT Coder

ADCTC یک کدر مبتنی بر تبدیل کسینوسی است که برخلاف JPEG از بلوک ثابت ۸ در ۸ استفاده می‌کند، اندازه بلوک را متناسب با محتوای تصویر تغییر می‌دهد. اندازه‌های ممکن از ۶۴ در ۶۴ تا ۸ در ۸ هستند و تقسیم‌بندی بلوک‌ها به صورت درختی انجام می‌شود. هدف این است که در نواحی همگن بلوک‌های بزرگ و در نواحی پیچیده بلوک‌های کوچک به کار روند تا فشرده‌سازی با کمترین افت برای بخش‌های مهم انجام شود.

مراحل کدگذاری در ADCTC :

۱ - تصویر به بلوک‌هایی با اندازه‌های توان دو تقسیم می‌شود. تصمیم تقسیم یا نگه‌داشتن بلوک بزرگ با استفاده از تحلیل آنتروپی یا شاخص‌های بی‌نظمی گرفته می‌شود؛ اگر بلوک ناهمگن باشد، تقسیم می‌شود.

۲ - برای هر بلوک تبدیل کسینوسی گسسته اجرا می‌شود. بسته به اندازه بلوک از الگوریتم‌های DCT سریع با اندازه‌های مختلف استفاده می‌شود.

۳ - کوانتیزه‌سازی ضرایب DCT بر اساس یک گام کوانتیزه‌سازی واحد QS صورت می‌گیرد. QS پارامتر اصلی کنترل فشرده‌سازی است؛ هرچه QS بزرگ‌تر باشد فشرده‌سازی شدیدتر و اعوجاج بیشتر خواهد بود.

۴ - به جای کد کردن هر ضریب به صورت مستقیم، روش تعداد بیت‌های معنادار برای هر ضریب کد می‌شود که فشرده‌تر است.

۵ - با استفاده از اطلاعات زمینه‌ای (بیت‌هایی که از ضرایب همسایه قابل پیش‌بینی‌اند) احتمال وقوع بیت‌ها مدل می‌شود و سپس علامت ضرایب جداگانه کد می‌گردد. این مرحله کمک می‌کند entropy coding کارآمدتری انجام شود.

۶ - با استفاده از کدگذاری آماری (مثلاً arithmetic coding یا روش‌های مشابه زمینه‌محور) رشته نهایی تولید می‌شود.

۷ - طرح تقسیم‌بندی بلوک‌ها نیز باید در فایل خروجی نگهداری شود. در ADCTC این اطلاعات با حجم کم ذخیره می‌شود و معمولاً فضای کمتری نسبت به داده‌های کوانتیزه‌شده اشغال می‌کند.

از مزیت‌های این کدگذاری به موارد زیر می‌توان اشاره کرد:

- چون اندازه بلوک بسته به پیچیدگی محلی تعیین می‌شود، تبدیل و کوانتیزه‌سازی بهتر با محتوای تصویر هماهنگ می‌شود و در نتیجه نرخ اعوجاج بهبود می‌یابد.
- امکان بهره‌گیری از پیاده‌سازی‌های بهینه DCT برای اندازه‌های مختلف است، سرعت را ارتقاء می‌دهد.
- اطلاعات مربوط به نحوه تقسیم‌بندی معمولاً نسبت به داده‌های کوانتیزه‌شده حجم بسیار کمتری می‌گیرد.
- چون ADCTC استاندارد نیست، رمزگشایی آن برای ابزارهای متداول سخت‌تر است و این می‌تواند یک مزیت ثانویه در محافظت از داده‌های پزشکی باشد.

تصاویر دندانی نواحی یکنواخت طولانی و نواحی با جزئیات ریز دارند. ADCTC با تغییر اندازه بلوک می‌تواند در نواحی صاف فشرده‌سازی قوی اعمال کند و در نواحی حساس کیفیت را حفظ کند. مقاله نشان می‌دهد که در محدوده مورد نظر ADCTC نسبت به JPEG2000 و SPIHT کیفیت بالاتری به‌ازای همان CR ارائه می‌دهد.

## JPEG2000

JPEG2000 بر پایه تبدیل موجک ساخته شده و برخی ویژگی‌های مهم آن باعث شده در کاربردهای تخصصی مانند پزشکی مورد توجه قرار گیرد.

مراحل کدگذاری در JPEG2000 :

- ۱ - ابتدا تصویر به بلوک‌ها یا قطعه‌های کوچکتر تقسیم می‌شود.
- ۲ - روی هر بخش تصویر تبدیل موجک دو بعدی اعمال می‌شود. این تبدیل باعث می‌شود تصویر به مؤلفه‌های فرکانس پایین و فرکانس بالا تجزیه شود. بخش فرکانس پایین اطلاعات کلی و ساختار اصلی تصویر را نگه می‌دارد و بخش فرکانس بالا جزئیات ریز و لبه‌ها را شامل می‌شود.
- ۳ - ضرایب به دست آمده از تبدیل موجک کوانتیزه می‌شوند. در این مرحله مقادیر به شکل ساده‌تری نمایش داده می‌شوند که منجر به کاهش حجم داده‌ها می‌گردد. این مرحله در حالت با اتلاف کیفیت تصویر را کمی کاهش می‌دهد، اما در حالت بدون اتلاف حذف می‌شود.
- ۴ - ضرایب کوانتیزه‌شده به کمک الگوریتم‌های کدگذاری آنتروپی مانند EBCOT به صورت جریان بیت فشرده درمی‌آیند. این مرحله باعث می‌شود داده‌ها به شکلی کاملاً بهینه برای ذخیره یا انتقال آماده شوند.

در این فشرده‌سازی کیفیت تصویر بعد از فشرده‌سازی خیلی بهتر از JPEG ساده حفظ می‌شود. این روش هم فشرده‌سازی بدون اتلاف و هم فشرده‌سازی با اتلاف را پشتیبانی می‌کند. از ویژگی دیگر این کدگذاری این است که در JPEG2000 می‌توان به تصویر به صورت لایه‌ای دسترسی داشت، یعنی اول نسخه با کیفیت پایین دیده می‌شود و اگر داده بیشتری دریافت شود کیفیت بالاتر هم به دست می‌آید. همچنین این روش نسبت به نویز مقاوم‌تر است و برای تصاویر پزشکی و ماهواره‌ای کاربرد زیادی دارد.

## SPIHT

یک روش پیشرفته برای فشرده‌سازی تصویر است. ایده اصلی این الگوریتم این است که با بهره‌گیری از ضرایب حاصل از تبدیل موجک که دارای ساختار درختی هستند، ضرایب مهم‌تر را زودتر و با دقت بیشتر ارسال کند. به همین دلیل SPIHT هم از نظر کیفیت تصویر بازسازی‌شده و هم از نظر نرخ فشرده‌سازی عملکرد بسیار خوبی دارد.

مراحل کدگذاری در SPIHT :

- ۱ - در ابتدا روی تصویر تبدیل موجک دو بعدی اعمال می‌شود تا ضرایب در سطوح مختلف تجزیه شوند. ضرایب سطح پایین نمایانگر ساختار کلی تصویر و ضرایب سطوح بالاتر نشان‌دهنده جزئیات دقیق‌تر هستند.
- ۲ - ضرایب به صورت یک ساختار درختی سازمان‌دهی می‌شوند. در این ساختار هر ضریب در سطح پایین‌تر به عنوان والد در نظر گرفته می‌شود و ضرایب مربوط به همان موقعیت در سطوح بالاتر به عنوان فرزندان آن شناخته می‌شوند.
- ۳ - الگوریتم ضرایب را به سه لیست تقسیم می‌کند: لیست ضرایب مهم ( LSP )، لیست ضرایب با اهمیت کم ( LIP ) و لیست مجموعه‌های با اهمیت کم ( LIS ). سپس بررسی می‌شود که هر ضریب یا مجموعه ضرایب نسبت به یک آستانه مشخص مهم هستند یا نه.
- ۴ - الگوریتم به صورت تکراری ضرایب را از مهم‌ترین به کم‌اهمیت‌ترین ارسال می‌کند. در هر تکرار ابتدا ضرایب یا مجموعه‌های مهم شناسایی و علامت‌گذاری می‌شوند و سپس مقادیر دقیق‌تر آن‌ها در مراحل بعدی ارسال می‌شود. این فرآیند تا زمانی که بودجه بیت یا سطح کیفیت مورد نظر برسد ادامه پیدا می‌کند.
- ۵ - در نهایت جریان بیت تولیدشده شامل ضرایب مرتب‌شده بر اساس اهمیت است. به همین دلیل حتی اگر بخشی از داده دریافت شود تصویر بازسازی‌شده کیفیت قابل قبولی خواهد داشت.

الگوریتم SPIHT یکی از کارآمدترین روش‌های فشرده‌سازی مبتنی بر موجک است و چند ویژگی مهم دارد. این الگوریتم به صورت تدریجی عمل می‌کند، یعنی ضرایب مهم‌تر تصویر زودتر ارسال می‌شوند و به همین دلیل

بازسازی تصویر به صورت مرحله به مرحله انجام می‌شود. اگر فقط بخشی از جریان بیت دریافت شود همچنان تصویری با کیفیت قابل قبول به دست می‌آید. همچنین SPIHT به دلیل استفاده از ساختار درختی نیازی به جدول‌های جانبی پیچیده ندارد و همین موضوع باعث می‌شود کارایی آن بالا باشد. کیفیت تصویر بازسازی‌شده در نرخ‌های فشرده‌سازی بالا بسیار بهتر از روش‌های سنتی مثل JPEG است و به همین دلیل در کاربردهای حساس مانند تصاویر پزشکی و ماهواره‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد.

## معیارهای کیفیت تصویر

یکی از مهم‌ترین مراحل در ارزیابی روش‌های فشرده‌سازی تصویری، سنجش کیفیت تصویر بازسازی شده است. هدف این معیارها آن است که مشخص کنند تا چه حد تصویری که بعد از فشرده‌سازی و بازسازی به دست آمده با تصویر اصلی شباهت دارد. به طور کلی این معیارها به دو گروه اصلی تقسیم می‌شوند: معیارهای ساده ریاضی که اختلاف عددی بین پیکسل‌ها را بررسی می‌کنند، و معیارهای پیچیده‌تر که سعی می‌کنند ویژگی‌های بینایی انسان را نیز در نظر بگیرند. در ادامه مهم‌ترین معیارهای مورد استفاده در مقاله معرفی می‌شوند.

### PSNR

معیار MSE ساده‌ترین روش برای اندازه‌گیری اختلاف بین تصویر اصلی و تصویر فشرده‌شده است. در این معیار، اختلاف شدت روشنایی پیکسل‌های متناظر در دو تصویر محاسبه شده و سپس به توان دو رسانده می‌شود. میانگین این خطاها عدد نهایی را تشکیل می‌دهد. هر چه MSE کمتر باشد، تصویر بازسازی‌شده به نمونه اصلی نزدیک‌تر است.

معیار PSNR شکل دیگری از بیان همین خطا است. این معیار نسبت بیشترین شدت روشنایی ممکن در تصویر به خطای میانگین را در مقیاس دسی‌بل بیان می‌کند. معمولاً در تصاویر هشت بیتی، مقدار PSNR بالاتر از ۳۰ دسی‌بل به عنوان کیفیت قابل قبول در نظر گرفته می‌شود. با این حال، این معیارها یک ضعف مهم دارند و آن اینکه همبستگی کمی با کیفیت ادراکی انسان دارند. به عنوان مثال، ممکن است یک تصویر دارای PSNR بالا باشد، اما همچنان جزئیات مهم برای تشخیص پزشکی در آن از بین رفته باشد.

### PSNR-HVS-M



برای رفع محدودیت‌های معیار PSNR، نسخه‌های پیشرفته‌تری توسعه یافته‌اند که ویژگی‌های دستگاه بینایی انسان را هم لحاظ می‌کنند. معیار PSNR-HVS-M یکی از این روش‌هاست که خطا را نه در فضای پیکسل‌ها، بلکه در فضای تبدیل کسینوسی گسسته (DCT) محاسبه می‌کند. در این فضا ضرایب مربوط به بخش‌های مختلف تصویر وزن‌دهی می‌شوند تا حساسیت چشم انسان به کنتراست‌های متفاوت و نیز پدیده پوشاندگی یا "masking" در نظر گرفته شود.

مزیت اصلی این معیار آن است که بهتر از PSNR عادی با ادراک بصری انسان هماهنگ است. به طور تجربی نشان داده شده است که زمانی که مقدار PSNR-HVS-M بیشتر از حدود ۴۱ دسی‌بل باشد، اختلاف بین تصویر اصلی و تصویر فشرده‌شده معمولاً برای انسان غیرقابل تشخیص است. البته این عدد یک مرز مطلق نیست و در تصاویر مختلف می‌تواند تغییر کند.

## FSIM

معیار FSIM یا «شاخص شباهت مبتنی بر ویژگی» یکی از معیارهای جدیدتر و دقیق‌تر است. برخلاف معیارهای قبلی که تنها به اختلاف شدت روشنایی توجه می‌کردند، FSIM بر اساس ویژگی‌های ساختاری تصویر عمل می‌کند. این معیار دو ویژگی کلیدی را برای مقایسه به کار می‌گیرد:

- هم‌فازی (Phase Congruency): که نشان‌دهنده نقاط مهم ساختاری مانند لبه‌ها و خطوط است.
- (Gradient Magnitude): که تغییرات شدت روشنایی را در تصویر مشخص می‌کند.

FSIM مقدار نهایی خود را در بازه‌ای بین صفر تا یک ارائه می‌دهد. هر چه این عدد به یک نزدیک‌تر باشد، تصویر بازسازی‌شده کیفیت بهتری دارد. مزیت اصلی این معیار در مقایسه با PSNR و MSE این است که توانایی بیشتری در تشخیص تغییرات مهم ادراکی دارد و بهتر می‌تواند تفاوت‌های جزئی در لبه‌ها و ساختارهای تصویر را منعکس کند. این موضوع برای تصاویر پزشکی اهمیت زیادی دارد، زیرا لبه‌ها و مرزهای دقیق اندام‌ها یا بافت‌ها برای تشخیص حیاتی هستند.

به طور کلی، معیارهایی که صرفاً بر پایه اختلاف ریاضی پیکسل‌ها عمل می‌کنند، برای ارزیابی کیفیت تصاویر پزشکی کافی نیستند، زیرا ممکن است بخش‌های مهم تشخیصی را نادیده بگیرند. معیارهای پیشرفته‌تر مانند PSNR-HVS-M یا FSIM تلاش می‌کنند تا با در نظر گرفتن ویژگی‌های سیستم بینایی انسان، شباهت ادراکی بین دو تصویر را بهتر اندازه‌گیری کنند. با این حال، این معیارها نیز بی‌نقص نیستند و همیشه نیاز به

آزمایش‌های انسانی و نظر متخصصان وجود دارد تا مشخص شود آیا یک روش فشرده‌سازی برای استفاده واقعی در پزشکی مناسب است یا خیر.

## آستانه نامرئی بودن

یکی از موضوع‌های مهم در فشرده‌سازی تصویری، تعیین نقطه‌ای است که پس از آن تغییرات ایجاد شده در تصویر دیگر توسط انسان قابل تشخیص نباشند. این نقطه را آستانه «نامرئی بودن» می‌نامند. تعریف دقیق این آستانه بر پایه مطالعات روان‌فیزیکی و روش‌هایی مانند آزمون میانگین نظر بینندگان (MOS) انجام می‌شود. در این مطالعات گروهی از افراد تصاویر اصلی و بازسازی‌شده را مشاهده می‌کنند و زمانی که اکثریت اختلافی احساس نکنند، مقدار شاخص کیفیت متناظر به عنوان آستانه در نظر گرفته می‌شود.

بر اساس نتایج پژوهش‌های اخیر، مقادیر تقریبی زیر به عنوان حدود نامرئی بودن پیشنهاد شده‌اند:

- برای معیار PSNR-HVS-M مقدار بالاتر از ۴۱ دسی‌بل معمولاً نشان‌دهنده کیفیتی است که تفاوت آن با تصویر اصلی برای بیننده قابل مشاهده نیست.
- برای معیار FSIM مقادیر نزدیک به ۰/۹۹ و بالاتر معمولاً به عنوان آستانه قابل قبول در نظر گرفته می‌شوند.

با وجود این، باید توجه داشت که چنین مقادیری مطلق نیستند و ممکن است بسته به نوع تصویر، محتوای آن و حساسیت مشاهده‌کنندگان تغییر کنند. به طور خاص در تصاویر پزشکی، حتی تغییرات بسیار جزئی در بخش‌های حساس می‌تواند برای تشخیص اهمیت داشته باشد و بنابراین آستانه‌های نامرئی بودن باید با احتیاط بیشتری به کار گرفته شوند.

از دیدگاه عملی، پژوهشگران گاهی رابطه‌ای تجربی میان پارامترهای فشرده‌سازی و شاخص‌های کیفیت ارائه می‌دهند تا بتوان مقدار آستانه را محاسبه کرد. برای نمونه، در مقاله مورد بررسی رابطه‌ای بین معیار MSE-HVS-M و گام کوانتیزاسیون (QS) به دست آمده است که به صورت زیر بیان می‌شود:

$$MSE_{HVS-M} = 0.02896 \cdot QS^{1.976}$$

این رابطه نشان می‌دهد که با افزایش گام کوانتیزاسیون، خطای ادراکی افزایش می‌یابد و می‌توان از این مدل برای تخمین مقدار مناسب QS استفاده کرد تا تصویر بازسازی‌شده همچنان در محدوده نامرئی بودن باقی بماند. در مجموع، مفهوم آستانه نامرئی بودن ابزاری مفید برای طراحی و ارزیابی الگوریتم‌های فشرده‌سازی است، اما استفاده دقیق از آن به شناخت زمینه کاربرد، نوع تصاویر و حساسیت کاربران نهایی وابسته است.

## استراتژی‌های تعیین پارامتر QS

یکی از مسائل کلیدی در فشرده‌سازی تصویری انتخاب مقدار مناسب برای پارامتر کنترل فشرده‌سازی است که معمولاً با نماد QS (گام کوانتیزاسیون) شناخته می‌شود. انتخاب این پارامتر نقش مستقیمی در کیفیت نهایی تصویر بازسازی‌شده و همچنین نسبت فشرده‌سازی دارد. روش‌های مختلفی برای تعیین QS معرفی شده است که به طور کلی می‌توان آن‌ها را در دو گروه اصلی قرار داد، روش‌های تکراری (iterative) و روش‌های غیرتکراری (Non-iterative).

در روش‌های تکراری ابتدا یک مقدار اولیه برای QS انتخاب می‌شود، سپس تصویر فشرده و بازسازی می‌شود و معیارهای کیفیت محاسبه می‌شوند. اگر کیفیت به آستانه مورد نظر نرسیده باشد، مقدار QS تغییر کرده و این فرآیند دوباره تکرار می‌شود تا زمانی که معیار کیفیت به حد مطلوب برسد. این روش از نظر دقت بالا ارزشمند است، زیرا به طور مستقیم با کیفیت هدف هماهنگ می‌شود. با این حال، هزینه محاسباتی آن زیاد است و برای کاربردهای سریع یا حجم بالای داده، کارایی پایینی دارد.

در مقابل، روش‌های غیرتکراری تلاش می‌کنند که مقدار مناسب QS را بدون اجرای چندین بار فشرده‌سازی به دست آورند. در این رویکرد، الگوریتم معمولاً بر اساس روابط تجربی یا مدل‌های آماری که از قبل آموزش داده شده‌اند، مقدار QS را تخمین می‌زند. مزیت این روش سرعت بالای آن است، زیرا تنها یک بار فشرده‌سازی انجام می‌شود. اما نقطه ضعف آن در تنظیم دقیق پارامترها برای تصاویر متنوع است؛ به عبارت دیگر، الگوریتم ممکن است برای برخی تصاویر عملکرد بسیار خوبی داشته باشد و برای برخی دیگر کیفیت مطلوب را تضمین نکند.

نمونه‌هایی از الگوریتم‌های غیرتکراری در پژوهش‌ها معرفی شده‌اند که بر اساس مدل‌سازی رابطه میان معیارهای کیفیت (مانند MSE-HVS-M یا FSIM) و مقدار QS، یک تخمین مستقیم از مقدار مناسب QS ارائه می‌دهند. برای مثال در مقاله مورد بررسی، یک رابطه ریاضی برای ارتباط بین گام کوانتیزاسیون و خطای ادراکی پیشنهاد شده است که امکان تخمین مقدار QS بدون نیاز به آزمون و خطای چندباره را فراهم می‌کند.

در مجموع می‌توان گفت که انتخاب میان روش تکراری و غیرتکراری به شرایط کاربرد بستگی دارد. در مواردی که دقت بالا در اولویت است و زمان پردازش محدودیتی ایجاد نمی‌کند، روش‌های تکراری مناسب‌تر هستند. اما در سامانه‌هایی که سرعت پردازش اهمیت بیشتری دارد، روش‌های غیرتکراری کاربردی‌تر خواهند بود، حتی اگر کمی از دقت فدا شود.

## آزمایش و اعتبارسنجی بالینی

یکی از بخش‌های مهم در پژوهش‌های مرتبط با فشرده‌سازی تصاویر پزشکی، بررسی و تأیید نتایج توسط متخصصان بالینی است. دلیل اهمیت این موضوع آن است که حتی اگر معیارهای عددی (مانند PSNR یا FSIM) کیفیت بالایی نشان دهند، ممکن است تغییرات جزئی در تصویر از دید پزشک اهمیت حیاتی داشته باشند. به همین دلیل، بسیاری از مطالعات علاوه بر محاسبات کمی، آزمایش‌های انسانی یا بالینی را نیز طراحی و اجرا می‌کنند.

در طراحی چنین آزمایش‌هایی معمولاً از آزمون‌های کور (blind test) استفاده می‌شود؛ به این معنا که متخصصان رادیولوژی یا دندان‌پزشکی بدون اطلاع از این که کدام تصویر اصلی و کدام تصویر فشرده است، کیفیت تصاویر را ارزیابی می‌کنند. برای جلوگیری از سوگیری، قبل از شروع آزمایش، شرکت‌کنندگان آموزش کوتاهی در مورد معیارهای ارزیابی دریافت می‌کنند. سپس هر تصویر بر اساس یک مقیاس درجه‌بندی استاندارد (مانند Clinical Image Quality Evaluation Chart) نمره‌گذاری می‌شود. این مقیاس اغلب به صورت چند سطح (مثلاً از «غیرقابل استفاده» تا «کیفیت عالی») طراحی می‌شود.

در مقاله مورد بررسی، مجموعه‌ای از تصاویر پانورامیک و سفالومتری مورد بررسی متخصصان قرار گرفت. ارزیابی کیفیت بر اساس معیارهای بالینی متداول و در چند سطح (از «بهینه برای تشخیص» تا «غیرقابل تشخیص») انجام شد.

نتایج نشان داد که تصاویر فشرده‌شده از نظر متخصصان در همان دسته‌بندی‌های کیفی تصاویر اصلی قرار گرفتند و در بیشتر موارد تفاوت قابل مشاهده‌ای گزارش نشد. در موارد اندکی تغییرات جزئی نظیر کاهش نویز دیده شد، اما این تغییرات هیچ تأثیری بر فرایند تشخیص نداشتند. نکته مهم این بود که روش پیشنهادی توانست با نسبت فشرده‌سازی به مراتب بالاتر از روش‌های بدون اتلاف (مانند ZIP) عمل کند، در حالی که کیفیت تشخیصی تصاویر حفظ شد.

## نتایج مقاله

در مقاله مورد بررسی، پژوهشگران به بهینه‌سازی فشرده‌سازی تصاویر رادیوگرافی دندان پرداختند و تلاش کردند تا کیفیت تصویری لازم برای تشخیص بالینی حفظ شود. در این راستا، ابتدا آستانه‌های فشرده‌سازی (QS) با استفاده از متریک‌های تصویری و شواهد روان‌سنجی تعیین شد تا فشرده‌سازی بدون کاهش کیفیت تشخیصی انجام شود.

سپس روش‌های مختلفی برای تعیین پارامترهای فشرده‌سازی بررسی شد و مزایا و محدودیت‌های روش‌های تکراری و غیرتکراری تحلیل شد. نهایتاً، کار آزمایشی بالینی انجام شد که در آن تصاویر رادیوگرافی پانورامیک و لترال از بیماران گرفته شد و توسط متخصصان دندان‌پزشکی ارزیابی شد. نتایج نشان داد که تصاویر فشرده‌شده با آستانه‌های پیشنهاد شده، تفاوت قابل توجهی با تصاویر اصلی نداشتند و برای تشخیص بالینی کاملاً قابل استفاده بودند.

این دستاوردها نشان می‌دهد که با انتخاب صحیح پارامترهای فشرده‌سازی، می‌توان حجم داده‌ها را کاهش داد بدون آنکه اطلاعات تشخیصی حیاتی از دست برود. مرور این مقاله، پایه محکمی برای مراحل بعدی پروژه فراهم می‌کند و به ما دیدگاهی روشن درباره روش‌های فشرده‌سازی تصاویر پزشکی و ارزیابی کیفیت بالینی آن‌ها می‌دهد.