



دانشکده مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات
گروه هوش مصنوعی

پایان نامه دوره‌ی کارشناسی ارشد مهندسی کامپیوتر - هوش مصنوعی

تشخیص موج باند در تصاویر رادیوگرافی دندان

دانشجو:

احمد صادقی قراملکی

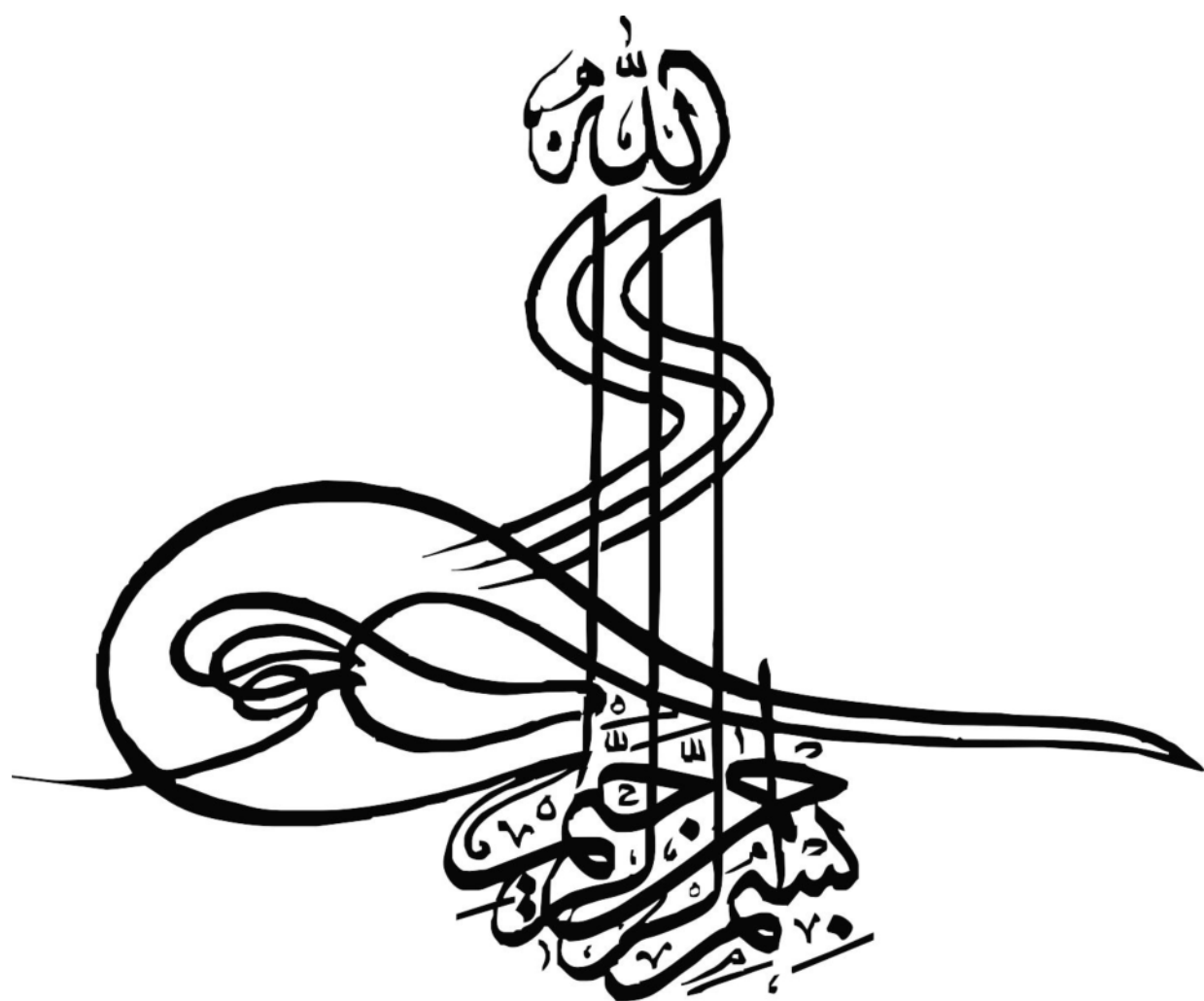
استاد راهنما:

دکتر حمید حسن پور

استاد مشاور:

دکتر احسان موعودی

شهریور ۱۳۹۰



تقدیم بہ

پدر و مادر عزیزم کہ ہمیشہ مانند شمع بہ پای من سوختہ اند

ہمچنین ہمسر بزرگوارم کہ بدون کھک ایشان پیہم ودن این مسیر سی دشواری نمود

تقدیر و قدردانی

بر خود وظیفه می دانم از زحمات بی دریغ استاد راهنمای کرامتدربخش جناب آقای دکتر حمید حسن پور که بدون راهنمایی های ایشان انجام این پایان نامه غیر ممکن می نمود کمال تشکر را نمایم.

همچنین از جناب آقای دکتر احسان موعودی استاد مشاور بنده به خاطر راهنمایی های بی دریغ و لطف بی ثباته کمال تشکر را دارم.

همچنین از هم خانواده ای های عزیزم که در طول این مدت خاطرات خوشی برای بنده به جا گذاشته اند تشکر ویژه می نمایم.

دانشجو تایید می نماید که مطالب مندرج در این پایان نامه (رساله) نتیجه تحقیقات خودش می باشد و در صورت استفاده از نتایج دیگران مرجع آن را ذکر نموده است.

کلیه حقوق مادی مترتب از نتایج مطالعات، آزمایشات و نوآوری ناشی از تحقیق موضوع این پایان نامه (رساله) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد.

چکیده

در علم دندانپزشکی پوسیدگی‌های دندان به دو دسته پوسیدگی‌های اولیه و ثانویه تقسیم‌بندی می‌شوند. پوسیدگی‌های اولیه با چشم قابل مشاهده بوده و برای تشخیص آن نیاز به ابزار خاصی نیست ولی از آنجایی که پوسیدگی‌های ثانویه در زیر دندانهای ترمیمی روی می‌دهد با چشم قابل مشاهده نبوده و برای تشخیص این نوع پوسیدگی از تصاویر رادیوگرافی دندان استفاده می‌شود.

در تصاویر رادیوگرافی دندان پوسیدگی‌های ثانویه به صورت نواحی رادیولوسنت (تیره) دیده می‌شوند زیرا پوسیدگی موجب از بین رفتن مواد معدنی دندانها شده و باعث تغییر رنگ مینای دندان می‌شود. در این نوع تصاویر نواحی دیگری نیز به صورت رادیولوسنت ظاهر می‌شوند که پوسیدگی نبوده و مربوط به یک خطای نوری موسوم به پدیده اثر مَچ باند می‌باشند. این پدیده در اثر اختلاف میزان روشنایی دو ناحیه از یک تصویر روی می‌دهد که در دندانهای ترمیمی نیز به دلیل اختلاف روشنایی ناحیه ترمیمی با مینای دندان این پدیده رخ می‌دهد. بدلیل شباهت پوسیدگی ثانویه با اثر مَچ باند از نظر وجود ناحیه رادیولوسنت، ممکن است دندانپزشک دچار اشتباه شده و دندان دارای مَچ باند را پوسیدگی تشخیص دهد که در این حالت به دندان بیمار آسیب وارد می‌شود. بنابراین ارائه روشی دقیق برای شناسایی اثر مَچ باند ضروری است.

در این پایان نامه یک روش دو مرحله‌ای برای تشخیص اثر مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان ارائه شده است که مرحله اول شامل جدا کردن دندانهای دارای پوسیدگی ثانویه می‌باشد. سطوح خاکستری نواحی رادیولوسنت در تصاویر رادیوگرافی، در هیستوگرام تصویر نیز به وضوح قابل مشاهده است براین اساس در مرحله اول با اعمال یک حد آستانه بر مساحت زیر نمودار تجمعی هیستوگرام دندانهای دارای پوسیدگی ثانویه تشخیص داده می‌شوند. در مرحله دوم دندانهای دارای اثر مَچ باند از سایر دندانها تشخیص داده می‌شوند. در این مرحله نیز از آنجایی که پدیده مَچ باند بدلیل اختلاف میزان روشنایی دو ناحیه در تصویر روی داده و شدت آن به میزان اختلاف روشنایی بستگی دارد، ابتدا با استفاده از تبدیل لاپلاس اختلاف روشنایی دو ناحیه محاسبه شده و سپس با اعمال یک حد آستانه بر هیستوگرام تبدیل لاپلاس دندانهای دارای اثر مَچ باند از سایر دندانها جدا می‌شوند.

روش ارائه شده، این روش بر روی ۱۰۰ تصویر دندان ترمیمی اعمال شده است. نتایج حاصله نشان می‌دهد که روش ارائه شده دارای دقت ۸۲ درصد در تشخیص دندانهای دارای پوسیدگی ثانویه و ۷۸ درصد در تشخیص مَچ باند می‌باشد.

کلمات کلیدی: مَچ باند، پوسیدگی ثانویه، ناحیه رادیولوسنت، تصاویر رادیوگرافی، تبدیل لاپلاس

مقالات استخراج شده از پایان نامه:

۱. حسن پور حمید، صادقی قراملکی احمد، موعودی احسان، "بررسی نرم افزاری تشخیص مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان"، مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی بابل
۲. حسن پور حمید، صادقی قراملکی احمد، موعودی احسان، "ارائه روشی برای تشخیص پوسیدگی‌های ثانویه در دندان‌های ترمیمی"، مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز
3. Ahmad Sadeghi Qaramaleki, Hamid Hassanpour, "A New Method to Secondary Caries Detection in Restored Teeth", International Journal of Scientific & Engineering Research(accepted)

فهرست مطالب

فصل ۱: مقدمه	۱
۱-۱- مقدمه	۲
۱-۲- تاریخچه رادیولوژی	۳
۱-۳- دستگاههای رادیولوژی	۳
۱-۴- رادیوگرافی دندان	۴
۱-۵- رادیوگرافی دیجیتال	۶
۱-۶- بررسی تصاویر رادیولوژی برای تشخیص پوسیدگی	۷
۱-۷- مشکلات تصاویر رادیوگرافی	۹
فصل ۲: پیش پردازش تصاویر X-ray دندان	۱۱
۲-۱- مقدمه	۱۲
۲-۲- بهسازی تصویر در حوزه مکان	۱۳
۲-۳- پردازش نقطه ای	۱۴
۲-۳-۱- تبدیلات لگاریتمی	۱۶
۲-۳-۲- تبدیلات قانون توان	۱۷
۲-۴- پردازش ماسک	۲۰
۲-۴-۱- حذف نویز با استفاده از معادلات مشتقات جزئی	۲۲
فصل ۳: تحلیل اتوماتیک تصاویر X-ray دندان	۲۶
۳-۱- مقدمه	۲۷
۳-۲- پوسیدگی ثانویه	۲۷
۳-۳- اثر مَچ باند	۳۰
۳-۳-۱- مَچ باند در تصاویر دیجیتال غیرپزشکی	۳۰

۳۴	 ۳-۳-۲- مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان
۳۵	 ۳-۴- بهبود تصاویر رادیوگرافی دندان
۳۶	 ۳-۵- نتیجه گیری
۳۹	 فصل ۴: تشخیص مَچ باند و پوسیدگی ثانویه در تصاویر رادیوگرافی دندان
۴۰	 ۴-۱- مقدمه
۴۰	 ۴-۲- پایگاه داده
۴۱	 ۴-۳- تشخیص پوسیدگیهای ثانویه در دندانهای ترمیمی
۴۶	 ۴-۴- تشخیص مَچ باند
۴۶	 ۴-۴-۱- تشخیص اثر مَچ باند در تصاویر دیجیتال
۴۷	 ۴-۴-۲- تشخیص مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان
۴۹	 ۴-۵- بهبود روش ارائه شده
۵۳	 ۴-۶- نتیجه گیری
۵۵	 فصل ۵: نتیجه گیری و پیشنهادات برای کارهای آینده
۵۶	 ۵-۱- نتیجه گیری
۵۷	 ۵-۲- پیشنهادات برای کارهای آینده

فهرست اشکال

- شکل (۱-۱): تصویر رادیولوژی از دست انسان..... ۳
- شکل (۲-۱): انواع تصاویر رادیولوژی (الف) عکس بایت وینگ دارای کرم خوردگی (ب) عکس پری اپیکال (ج) عکس پانورامیک..... ۵
- شکل (۳-۱): تصویر پانورامیک دارای پوسیدگی ثانویه در نواحی A و B..... ۸
- شکل (۴-۱): تصویر رادیوگرافی پانورامیک دارای مچ باند در نواحی A و B..... ۱۱
- شکل (۱-۲): تعیین مقدار هر پیکسل در تصویر خروجی توسط پردازش بر روی پیکسل های همسایه..... ۱۴
- شکل (۲-۲): اعمال عملگر T برای همسایگی به اندازه 1×1 ۱۵
- شکل (۳-۲): نمایش چند تبدیل پایه سطح خاکستری (۱۳)..... ۱۶
- شکل (۴-۲): نمونه ای از اعمال تبدیلات لگاریتمی (الف) تصویر اولیه (ب) تبدیل لگاریتمی تصویر (الف)..... ۱۷
- شکل (۵-۲): منحنی تبدیل قانون توان به ازای مقادیر مختلف گاما..... ۱۸
- شکل (۶-۲): نمونه ای از بهبود تصاویر پزشکی با روش اصلاح گامای تطابقی (الف) تصویر اولیه (ب) تصویر بهبود یافته با روش اصلاح گامای تطابقی..... ۲۰
- شکل (۷-۲): نحوه عملکرد روشهای پردازش ماسک..... ۲۱
- شکل (۸-۲): نمونه های از بهبود تصویر با استفاده از معادلات مشتقات جزئی (الف) تصویر اصلی (ب) تصویر نویزی با نویز گوسین (ج) حذف نویز با استفاده از معادلات مشتقات جزئی..... ۲۳
- شکل (۱-۳): نواحی A و B دارای پوسیدگی و ناحیه C فاقد پوسیدگی..... ۲۸
- شکل (۲-۳): چند نمونه از دندانهای پوسیده و سالم و هیستوگرام متناظر آن (الف) و (ب) دندان ترمیمی پوسیده و هیستوگرام متناظر (ج) دندان فاقد پوسیدگی و هیستوگرام متناظر..... ۲۹
- شکل (۳-۳): نمونه های از تصاویر دارای مچ باند و سطوح خاکستری یک سطر از آن (الف) نواحی با روشنایی متفاوت و وجود باندهای تاریک و روشن به دلیل اثر مچ باند (ب) تغییرات سطح خاکستری در یک سطر از شکل (الف)..... ۳۱
- شکل (۴-۳): تصویر دارای دو ناحیه با روشنایی متفاوت ولی دارای اثر مچ باند با شدت کم..... ۳۲
- شکل (۵-۳): تصویر دارای مچ باند شدید و نمودار تغییرات افقی سطح خاکستری (الف) تصویری با اثر مچ باند شدید (ب) تغییرات سطوح خاکستری برای یک سطر از شکل (الف)..... ۳۳
- شکل (۶-۳): تصویر ترکیبی دارای چندین ناحیه با روشنایی متفاوت و وجود مچ باند..... ۳۴
- شکل (۷-۳): تصویر رادیوگرافی پانورامیک دارای اثر مچ باند..... ۳۵
- شکل (۸-۳): نمونه ای از یک تصویر پانورامیک قبل و بعد از اصلاح گاما (الف) تصویر رادیوگرافی دارای پوسیدگی در نواحی A, B, C و وجود نواحی رادیولوسنت (ب) اثر اصلاح گاما بر روی شکل (الف) افزایش وضوح ناحیه رادیولوسنت و کاهش مچ باند..... ۳۶
- شکل (۱-۴): هیستوگرام دندانهای ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه و فاقد پوسیدگی (الف) و (ب) هیستوگرام دندان ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه (ج) هیستوگرام دندان ترمیمی فاقد پوسیدگی..... ۴۲
- شکل (۲-۴): نمودار تجمعی هیستوگرام های شکل (۱-۴) (الف) نمودار تجمعی شکل (۱-۴) (الف) (ب) نمودار تجمعی شکل (۱-۴) (ب) (ج) نمودار تجمعی شکل (۱-۴) (ج)..... ۴۳
- شکل (۳-۴): نمونه های از تصاویر دارای مچ باند با شدت محسوس و یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس (الف) تصویر دارای اثر مچ باند با شدت محسوس (ب) یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس..... ۴۷
- شکل (۴-۴): نمونه های از تصاویر دارای مچ باند با شدت کم و یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس (الف) تصویر دارای مچ باند با شدت کم (ب) یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس..... ۴۷
- شکل (۵-۴): هیستوگرام تبدیل لاپلاس برای دندانهای دارای مچ باند و فاقد مچ باند (الف) هیستوگرام تبدیل لاپلاس برای دندانهای فاقد مچ باند (ب) هیستوگرام تبدیل لاپلاس برای دندانهای دارای مچ باند..... ۴۹

شکل (۴-۶): نمونه ای از یک تصویر پانورامیک قبل و بعد از اصلاح گاما (الف) تصویر رادیوگرافی دارای پوسیدگی در نواحی A,B,C و وجود نواحی رادیولوسنت (ب) اثر اصلاح گاما بر روی یک تصویر رادیوگرافی و افزایش وضوح ناحیه رادیولوسنت و کاهش مَچ باند..... ۵۱

شکل (۴-۷): هیستوگرام دندان ترمیمی پوسیده قبل و بعد از اصلاح گاما..... ۵۱

فهرست جداول

جدول (۴-۱): مقادیر GDR و FDR در تشخیص پوسیدگی ثانویه با روش ارائه شده برای مقادیر مختلف سطوح آستانه ۴۵

جدول (۴-۲): مقادیر GDR و FDR در تشخیص پوسیدگی با روش ارائه شده برای مقادیر مختلف سطوح آستانه پس از اصلاح

گاما..... ۵۲

فصل ۱:

مقدمه

پوسیدگی‌های دندان یکی از شایعترین بیماری‌هایی است که در دندان وجود دارد بنابراین باید روش‌ها و ابزارهایی برای تشخیص این ضایعه در دندان وجود داشته باشد. در این فصل مطالبی در مورد تعریف پوسیدگی‌های دندانی ارائه شده و نحوه ظهور این پوسیدگی‌ها در دندان و روش‌های تشخیص آن به طور خلاصه مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

پوسیدگی دندان بیماری عفونی قابل انتقالی است که با فعالیت میکروب‌ها در سطح دندان آغاز شده و در ساختمان آن پیشرفت می‌کند. یکی از موارد لازم برای ایجاد پوسیدگی، مواد قندی است تا عامل خراب کننده ساختمان معدنی دندان، یعنی اسید تولید گردد. در واقع پوسیدگی دندان، تخریب بافت‌های سخت دندان است. پوسیدگی می‌تواند از یک دندان به سایر دندانها سرایت کند زیرا همانطور که گفته شد پوسیدگی دندان یک بیماری قابل انتقال است. [۱ و ۲] وقتی دندانی دچار پوسیدگی می‌شود، ممکن است یک یا چند مورد از علامتهای زیر را داشته باشد: [۳]

- تغییر رنگ مینای دندان: در محل پوسیدگی مینای دندان قهوه‌ای یا سیاه رنگ می‌شود .
- سوراخ شدن دندان در محل پوسیدگی: قسمتی از دندان از بین می‌رود، به طوری که شخص فکر می‌کند دندان او شکسته است .
- حساس بودن یا دردگرفتن دندان در موقع خوردن غذاهای سرد، گرم، ترش و شیرین .
- حساس بودن یا دردگرفتن دندان وقتی که دندانها را روی هم فشار می‌دهیم .
- بوی بد دهان: یکی از دلایل بوی بد دهان های پوسیدگی دندانها است

در علم دندانپزشکی پوسیدگی‌های دندان به دو دسته طبقه‌بندی می‌شوند: پوسیدگی‌های اولیه و پوسیدگی‌های ثانویه. در پوسیدگی‌های اولیه دندان برای اولین بار دچار پوسیدگی شده و در این حالت بدلیل اینکه علائم آن قابل مشاهده است این نوع پوسیدگی با مشاهده آن دندان توسط دندانپزشک قابل تشخیص است. ولی پوسیدگی‌های ثانویه در دندان‌هایی که قبلا ترمیم شده‌اند روی داده و از آنجایی که پوسیدگی در زیر ناحیه ترمیمی رخ می‌دهد بنابراین با چشم قابل مشاهده نبوده و برای تشخیص این نوع پوسیدگی از تصاویر رادیوگرافی دندان استفاده می‌شود. [۴]

۱-۲- تاریخچه رادیولوژی

کشف اشعه ایکس توسط , ویلهلم کنراد رونتگن و همزمان با آغاز رادیولوژی اسکلتی انسان^۱ بود. بطوریکه اولین رادیوگرافی از انسان، از دست خانم Bertha ، همسر رونتگن بعمل آمد. در شکل (۱-۱) یک تصویر رادیولوژی از دست انسان نشان داده شده است.[۵]



شکل (۱-۱): تصویر رادیولوژی از دست انسان

۱-۳- دستگاههای رادیولوژی

اشعه ایکس به قدر کافی در طبیعت وجود نداشته و برای کاربردهای پزشکی، این پرتوها باید بوسیله لامپهایی که برای این منظور ساخته شده‌اند تولید شود. در لامپ مولد اشعه ایکس که ظاهری شبیه لامپهای کاتودیک دارد، با بمباران الکترونی قطعه فلز مقاوم و کوچکی که از جنس تنگستن در

قطبی از لامپ به نام کانون قرار گرفته ، ترازهای انرژی الکتریکی در این فلز بهم خورده و انرژی ناشی از جابجایی الکترونها به صورت اشعه ایکس بیرون می آید.

شکل کلی دستگاههای رادیولوژی بسته به اینکه به چه منظوری (تشخیصی یا درمانی) ساخته شده باشند، فرق می کند. ولی بطور کلی در یک دستگاه رادیولوژی عمومی لامپ تولید کننده اشعه ایکس با بازویی به پایه ای که می تواند در مسیرهای مختلف حرکت کند وصل شده تا بتوان اشعه ایکس را بطور دلخواه در جهات متفاوت متمرکز نمود. در این دستگاهها گذشته از امکاناتی که برای پرتو درمانی و یا تابش پرتوها برای عکسبرداری ها فراهم شده است، گاهی وسایلی نیز برای رؤیت همزمان تصویر قسمتی از بدن که مورد تابش اشعه قرار گرفته ، استفاده می شود.

۱-۴- رادیوگرافی دندان

در دندانپزشکی نیز مانند سایر رشته های پزشکی از پرتونگاری برای کمک به تشخیص بیماری یا آسیب دندان استفاده می شود. عکس ها در تعیین وجود و وسعت حفره یا کرم خوردگی های دندان به کار می آیند. با عکس رادیوگرافی می توان فساد و پوسیدگی دندان را حتی زمانی که مینا هنوز سالم به نظر می آید، تشخیص داد، به ویژه وقتی پوسیدگی بین دندان ها مخفی شده یا زیر خط لثه باشد. عکس رادیوگرافی به تشخیص آبسه دندان، آسیب استخوان ناشی از بیماری پیر دندانی، شکستگی های فک و دندان و سایر ناهنجاری های فک و دندان نیز کمک می کند. به علاوه، عکس اطلاعاتی در زمینه دندان های درنیامده یا گیرکرده، در اختیار دندانپزشکان می گذارد. در این نوع تصاویر دندان هایی که قبلا ترمیم شده و دارای پرشدگی با ماده ای به نام آمالگام هستند بسیار روشنتر از سایر دندان ها هستند. [۶]

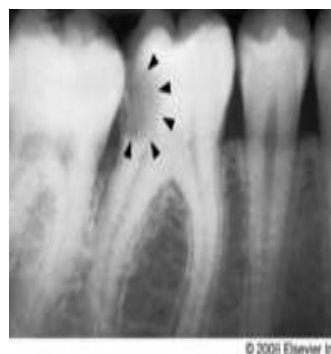
تصاویر رادیولوژی انواع متعددی دارند که در زیر به چندین مورد از آنها اشاره شده و در شکل

(۱-۲) نمونه ای از هر نوع نشان داده شده است :

۱. عکس بایت وینگ^۱ : از این نوع عکس برای تشخیص کرم خوردگی‌ها استفاده می‌شود
۲. عکس پری‌اپیکال^۲ : معمولاً این عکس از تک دندان و یا حداکثر ۲ تا ۳ دندان گرفته می‌شود. از روی این عکس می‌توان پوسیدگی‌های سطح جونده دندان‌ها را تشخیص داد. علاوه بر این با استفاده از این عکس درمان ریشه دندان انجام می‌شود
۳. عکس پانورامیک^۳ : عکس بزرگی است که همه دندان‌های فک بالا و پایین در آن دیده می‌شوند. از این عکس برای بررسی شکستگی فک بر اثر ضربه ناشی از تصادف یا زمین خوردن استفاده می‌شود همچنین می‌توان وجود تومور و کیست را در فک بررسی کرد.



ب) عکس پری اپیکال



الف) عکس بایت وینگ دارای کرم خوردگی



ج) عکس پانورامیک

شکل (۱-۲): انواع تصاویر رادیولوژی

¹ Bitewing
² Periapical
³ Panoramic

۱-۵- رادیوگرافی دیجیتال

سیستمهای دیجیتال رادیوگرافی که سیستمهای دیجیتال تصویربرداری دندان هم خوانده می- شوند، برای تهیه تصاویر کامپیوتری جهت رادیوگرافی داخل دهانی، به عنوان جایگزینی برای فیلمهای اشعه x دندان پزشکی معمولی به کار می-روند. تصویربرداری دیجیتالی مستقیم و پردازش تصویر، امکان نمایش تصاویر متعدد و کاهش دفعات پرتودهی^۱ را فراهم می-کند.

سیستمهای دیجیتال که امکان مشاهده فوری تصاویر را بدون به کاربردن فیلم فراهم می-کنند از یک سنسور داخل دهانی یا صفحه تصویربرداری، یک سیستم اشعه x، سخت افزار و نرم افزار کامپیوتری جهت پردازش تصویر و یک چاپگر تهیه کننده نسخه چاپی، تشکیل شده است. در سیستمهایی که از یک سنسور داخل دهانی استفاده می-کنند، (CCD)، در هنگام تصویربرداری سنسور در داخل دهان بیمار قرار می-گیرد و به صورت الکترونیک به سیستم کامپیوتر متصل می-گردد. این سنسور اشعه های x را شناسایی کرده آنها را مستقیماً به سیگنالهای الکتریکی تبدیل می-کند. سپس دادههای تصویری دیجیتال جهت پردازش به سیستم کامپیوتری فرستاده می-شوند. در دیگر نمونهها، سنسور در برگیرنده یک صفحه تشدیدگر می-باشد که توسط فیبر نوری به یک آرایه CCD متصل^۲ شده است. این آرایه سیگنال آنالوگی را به واحد پردازش نمایشگر می-فرستد. جایی که این سیگنال پیکسل به پیکسل به یک تصویر تبدیل می-شود سنسور داخل دهانی درون مواد مقاومی قرار داده شده است تا لوازم الکتریکی CCD در مقابل رطوبت محافظت شوند. جهت کنترل بهداشت و جلوگیری از عفونت در هنگام انجام بررسیها، پوششهای پلی اتیلن یکبار مصرف تعبیه شدهاند.[۷]

^۱ Expose

^۲ Couple

نوع دیگری از سیستم دیجیتال تصویربرداری دندان، به جای سنسور داخل دهانی، از صفحات تصویربرداری استفاده می‌کند. صفحات تصویربرداری نازک و بدون سیم، همانند فیلمهای داخل دهانی معمولی، در دهان بیمار ثابت می‌شوند و همان منطقه تشخیصی فیلم‌ها را تحت پوشش قرار می‌دهند. پس از اینکه اکسپوز انجام گرفت، صفحه تصویربرداری در یک اسکنر لیزری قرار می‌گیرد که تصویر را جهت اعمال تغییرات بر صفحه کامپیوتری، دیجیتالی‌زه می‌کند. تصاویر حاصل قابل ذخیره و بازیابی در قالب فایل استاندارد بوده و یک نسخه چاپی از آن می‌تواند به وسیله یک چاپگر ویدیویی تهیه شود.

در سیستم‌های رادیولوژی دیجیتال به دلیل اینکه از فیلم رادیوگرافی استفاده نمی‌شود نسبت به سیستم‌های رادیولوژی قدیمی دارای مزایایی هستند از جمله :

۱. حذف ظهور و ثبوت شیمیایی به دلیل حذف فیلم رادیوگرافی

۲. صرفه‌جویی در وقت

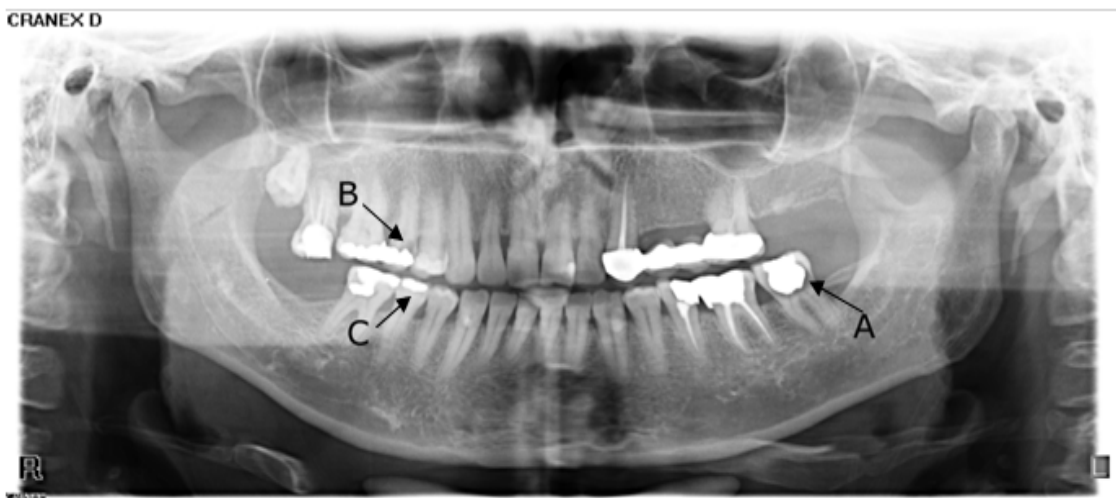
۳. کاهش در دوز اشعه تابشی به بیمار

۴. بهبود دقت تشخیصی

۱-۶- بررسی تصاویر رادیولوژی برای تشخیص پوسیدگی

همانطور که گفته شد پوسیدگی‌های دندان به دو شکل پوسیدگی‌های اولیه و ثانویه دسته‌بندی می‌شوند که نوع اول با چشم قابل مشاهده بوده و نیازی به تصویر رادیوگرافی نیست ولی برای تشخیص پوسیدگی‌های ثانویه که در زیر دندان‌های ترمیمی می‌باشد از تصاویر رادیوگرافی دندان استفاده می‌شود.

رادیوگرافی برای تشخیص پوسیدگی‌های دندانی مفید است زیرا روند پوسیدگی‌ها باعث انحلال مینا و عاج دندان شده و این تغییرات در تصویر رادیوگرافی دندان قابل مشاهده خواهد بود. وقتی اشعه x در یک معاینه دندانپزشکی از دهان عبور داده می‌شود، قبل از رسیدن به فیلم، بخش عمده‌ای از آن توسط قسمت‌های متراکم‌تر (مثل دندانها و استخوان) و مقدار کمتری توسط بافت‌های نرم (مثل گونه‌ها و لثه‌ها) جذب می‌شود. حاصل این کار، ایجاد تصویری روی رادیوگراف است. در این نوع تصاویر دندانها روشن‌تر بنظر می‌رسند. زیرا اشعه x کمتری از دندان عبور کرده و به فیلم می‌رسد در حالیکه حفره‌های پوسیدگی و نواحی بیماری لثه تیره‌تر می‌باشند، زیرا اشعه ایکس بیشتری در آنها نفوذ کرده است. بنابراین ضایعه پوسیدگی در تصاویر رادیوگرافی به صورت یک ناحیه رادیولوسنت (تیره‌تر) دیده می‌شود چون ناحیه انحلال یافته (پوسیده) فوتون‌های اشعه ایکس را با اندازه ناحیه‌ای که سالم مانده و تحت تاثیر قرار نگرفته است جذب نکرده و باعث می‌شود که قسمت پوسیده تیره‌تر به نظر برسد. [6] در شکل (۱-۳) نمونه‌ای از پوسیدگی‌های ثانویه در یک تصویر پانورامیک نشان داده شده است که در آن نواحی A و B دارای پوسیدگی بوده و ناحیه رادیولوسنت ناشی از پوسیدگی به راحتی قابل مشاهده است در حالی که در ناحیه C هیچ پوسیدگی وجود نداشته و ناحیه رادیولوسنتی نیز مشاهده نمی‌شود.

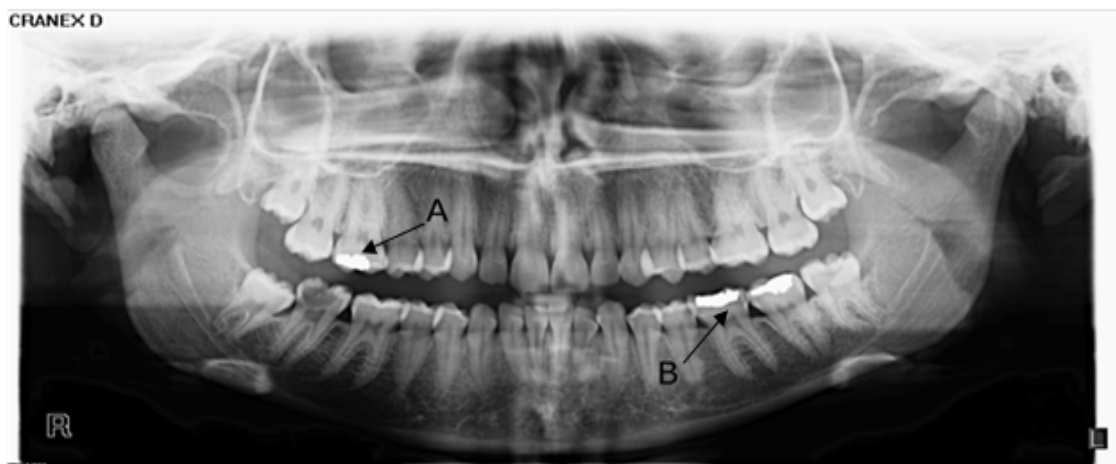


شکل (۱-۳): تصویر پانورامیک دارای پوسیدگی ثانویه در نواحی A و B

۱-۷- مشکلات تصاویر رادیوگرافی

علیرغم مزایایی که برای تصاویر رادیوگرافی دندان در بخش قبلی ذکر شد این نوع تصاویر دارای معایبی نیز هستند که ممکن است پزشک را در تفسیر آنها دچار اشتباه نماید که در زیر به چندین مورد اشاره می شود: [۱۱]

۱. تنها ۷۰٪ پوسیدگی در رادیوگرافی قابل مشاهده است و عمق پوسیدگی ممکن است با آنچه که در تصویر دیده می شود متفاوت باشد.
۲. تکان خوردن مریض در حین تصویربرداری باعث ایجاد محوی و دوتایی شدن تصویر می گردد.
۳. در اثر جایگذاری نامناسب فیلم رادیوگرافی و یا زاویه افقی غلط اشعه خطاهای روی هم افتادگی اتفاق افتاده و تشخیص پوسیدگی را غیر ممکن می نماید.
۴. وجود زبان و تفاوت جنس آن با جنس دندان ها باعث می شود که بخشی از تصویر مات شود.
۵. به دلیل وجود دندان های ترمیمی در اینگونه تصاویر نواحی دیگری نیز به صورت رادیولوسنت مشاهده می شوند که پوسیدگی نبوده و مربوط به یک خطای نوری موسوم به مَچ باند می- باشند بدین دلیل دندانپزشک در تشخیص پوسیدگی دچار اشتباه شده و ممکن است صدماتی به دندان بیمار وارد شود. در شکل (۱-۴) نواحی A و B دارای مَچ باند بوده و بصورت رادیولوسنت دیده می شوند بنابراین ممکن است پزشک دچار اشتباه شده و نواحی B و A را پوسیدگی تشخیص دهد.
۶. در تصاویر رادیوگرافی دیجیتالی به دلیل انجام عمل دیجیتالی کردن تصویر، ممکن است بر تصویر نویز اعمال شده و پزشک را در تشخیص پوسیدگی دچار اشتباه نماید.



شکل (۴-۱): تصویر رادیوگرافی پانورامیک دارای میچ باند در نواحی A و B

فصل ۲:

پیش پردازش تصاویر X-ray دندان

تصاویر پزشکی دیجیتال به دلیل شرایط محیطی و همچنین محدودیت‌های فنی در دستگاههایی که برای تصویربرداری، نمایش و چاپ به کار می‌روند دارای کیفیت پایینی هستند. بنابراین وجود روش‌هایی برای بهبود کیفیت این نوع تصاویر ضروری است. در این فصل متناسب با نوع مشکلاتی که در تصاویر X-ray وجود دارد روش‌هایی برای بهبود کیفیت تصاویر X-ray ارائه شده است.

هدف از بهسازی تصویر انجام پردازشهایی بر روی تصویر است بصورتی که تصویر حاصل برای یک کاربرد خاص مفیدتر و مناسبتر از تصویر اصلی باشد. منظور از " برای یک کاربرد خاص " این است که یک روش ممکن است برای یک کاربرد نتیجه بسیار خوبی داشته باشد در حالی که در یک کاربرد دیگر موجب خرابی تصویر شود. بنابراین یک روش بهسازی تصویر نمی‌تواند برای همه کاربردها بهترین باشد بر این اساس برای هر کاربردی باید روش متناسب با آن انتخاب شود. صرف نظر از روش استفاده شده، بهسازی تصویر یکی از جالبترین حوزه‌های پردازش تصویر است.

تصاویر به دلیل شرایط محیطی مختلف و همچنین وجود محدودیت‌های فنی در دستگاههای تصویربرداری، نمایشگرها، پرینترها و اسکنرها دچار اختلالات و اعوجاجاتی در کیفیت می‌شوند. بنابراین وجود روش‌هایی برای حذف این اعوجاجات ناخواسته در سطوح خاکستری و تصحیح روشنایی پیکسل‌های تصویر ضروری است. روشهای مختلفی برای بهبود کیفیت تصاویر وجود دارد که همه این روشها در دو دسته کلی زیر طبقه بندی می‌شوند:

- روشهای بهسازی در حوزه مکان
- روشهای بهسازی در حوزه فرکانس

روشهای بهسازی در حوزه مکان مبتنی بر دستکاری مستقیم پیکسل‌های تصویر بوده و برای بهسازی تصویر، پردازشهایی را بر روی پیکسل‌های یک تصویر انجام می‌دهند. در روش‌های بهبود در حوزه فرکانس ابتدا از تصویر تبدیل فوریه گرفته شده و تصویر به حوزه فرکانس انتقال می‌یابد. سپس تغییرات لازم برای بهبود کیفیت تصویر انجام شده و در نهایت با اعمال تبدیل معکوس فوریه، تبدیل بهبود یافته به حوزه مکان انتقال می‌یابد.

همانطور که در بخش (۱-۶) اشاره شد بیشتر مشکلاتی که در تصاویر X-ray وجود دارد از نوع مشکلات در روشنایی و وجود نویز در تصویر، به دلیل دیجیتالی کردن این تصاویر می‌باشد. بنابراین روشهایی که برای بهبود تصاویر X-ray استفاده می‌شود باید تغییراتی را بر روی پیکسل‌های تصویر اعمال نمایند که روشنایی تصویر بهبود یابد. همچنین از آنجایی که تصاویر X-ray بیشتر برای کارهای تشخیصی به کار می‌روند وجود نویز در این تصاویر ممکن است موجب تفسیر اشتباه پزشک شده و باعث صدمات مالی و جانی به بیمار شود. به دلیل حساسیت این نوع تصاویر در تشخیص بیماری روش‌هایی که برای حذف نویز در تصاویر X-ray استفاده می‌شوند نباید هیچ صدمه‌ای به جزئیات تصویر مانند لبه‌ها وارد نمایند. در این فصل چندین مورد از روشهای بهسازی تصویر در حوزه مکان برای بهبود تصاویر X-ray توضیح داده می‌شود.

۲-۲- بهسازی تصویر در حوزه مکان

همانطور که ذکر شد روش‌های بهبود کیفیت تصویر در حوزه مکان مبتنی بر دستکاری مستقیم پیکسل‌های تشکیل دهنده تصویر می‌باشد. فرآیند بهبود در حوزه مکان به صورت زیر بیان می‌شود [۱۲]:

$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (۱-۲)$$

در رابطه فوق f تصویر اصلی، g تصویر بهبود یافته و T عملگری است که بر روی همسایگی نقطه (x, y) در تصویر f تعریف شده است. همسایگی معمولاً یک شکل چهار گوش به مرکز (x, y) بوده و نسبت به تصویر خیلی کوچکتر می‌باشد.

در شکل (۱-۲) فرآیند انتقال مرکز همسایگی از پیکسلی به پیکسل دیگر و اجرای عملگر T بر روی پیکسل‌های موجود در همسایگی، برای تولید مقدار پیکسل در تصویر خروجی نشان داده شده است. بنابراین می‌توان گفت مقدار تصویر خروجی g در هر نقطه مانند (x, y) از اعمال عملگر T روی

همسایگی به مرکز (x,y) بر روی تصویر ورودی f به دست می‌آید. معمولاً این فرآیند از سمت چپ و بالای تصویر ورودی شروع شده و پیکسل به پیکسل به صورت افقی در تصویر پیش می‌رود.

در حالت کلی روشهای بهسازی در حوزه مکان به صورت زیر دسته بندی می شوند:

الف) پردازش نقطه‌ای

۱. تبدیلات پایه در سطح خاکستری

۱،۱. تبدیل خطی

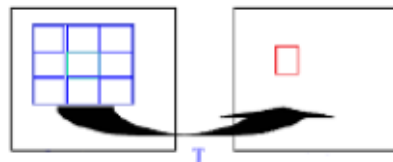
۱،۲. تبدیل لگاریتمی

۱،۳. تبدیل قانون توان

۲. پردازش هیستوگرام

۳. پردازش با عملیات ریاضی و منطقی

ب) پردازش ماسک (فیلترینگ)



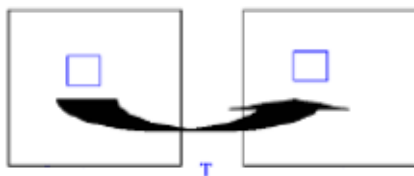
شکل (۱-۲): تعیین مقدار هر پیکسل در تصویر خروجی توسط پردازش بر روی پیکسل‌های همسایه

۲-۳- پردازش نقطه‌ای

در بخش (۲-۲) اشاره شد که عملگر T بر روی یک همسایگی از پیکسل‌های تصویر اعمال می‌گردد. کوچکترین همسایگی ممکن، به صورت 1×1 می‌باشد که در این حالت به فرآیند انجام شده پردازش نقطه‌ای گفته می‌شود. زیرا در این حالت مقدار g فقط به مقدار f در نقطه (x,y) بستگی داشته و T در رابطه (۱-۲) به عنوان تابع تبدیل سطح خاکستری بوده و به شکل زیر محاسبه می‌شود:

$$s = T(r) \quad (2-2)$$

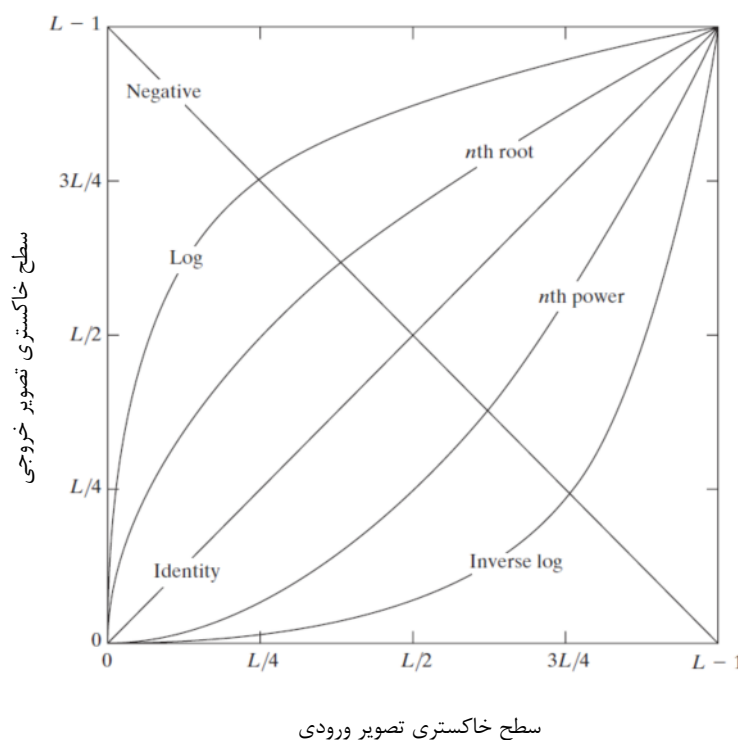
برای سادگی نامگذاری، r و s متغیرهای جدیدی هستند که به ترتیب، سطح خاکستری تصاویر g و f را در هر نقطه (x,y) نشان می‌دهند. در شکل (۲-۲) نحوه اعمال عملگر T برای پردازش نقطه‌ای نشان داده شده است.



شکل (۲-۰): اعمال عملگر T برای همسایگی به اندازه 1×1

در تمامی روش‌های پردازش نقطه‌ای مقادیر پیکسل‌های تصویر قبل و بعد از پردازش به ترتیب با r و s نمایش داده می‌شوند که توسط عملگر T و رابطه $s = T(r)$ به هم مربوط می‌شوند [۱۳]. در شکل (۳-۲) سه نمونه از معروفترین توابع نشان داده شده است :

۱. خطی (تبدیل نگاتیو یا منفی و همانی)
۲. لگاریتمی (تبدیلات لگاریتمی و معکوس آن)
۳. قانون توان (تبدیلات ریشه n ام و توان n ام)



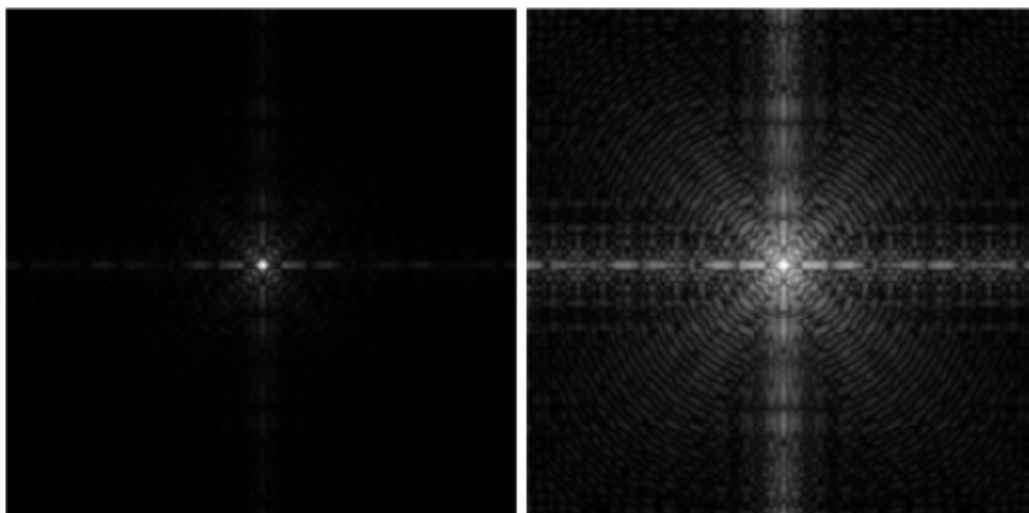
شکل (۳-۰): نمایش چند تبدیل پایه سطح خاکستری [۱۲]

۳-۲-۱- تبدیلات لگاریتمی

شکل کلی این تبدیل بصورت زیر است [۱۲]:

$$s = c \log(1 + r) \quad (۳-۲)$$

در رابطه فوق c یک عدد ثابت بوده و فرض می شود که $r \geq 0$. منحنی تبدیل لگاریتمی در شکل (۳-۲) نشان می دهد که این تبدیل، بازه کوچکی از سطوح خاکستری با مقادیر پایین را در تصویر ورودی به بازه وسیع تری از سطوح خاکستری در تصویر خروجی نگاشت می نماید. در مورد بازه ای با مقادیر سطوح خاکستری بالاتر عکس این گفته صادق است به عبارت دیگر بازه سطوح خاکستری در تصویر خروجی کوچکتر می شود. کاربرد این تبدیل در گسترش مقادیر پیکسل های تاریک و فشرده سازی مقادیر سطح بالاتر می باشد. تابع تبدیل لگاریتمی یک محدوده سطح خاکستری کوچک را به محدوده بزرگتری نگاشت می کند. نمونه ای از این تبدیل در شکل (۴-۲) نشان داده شده است. همانطور که در شکل (۴-۲) (ب) مشخص است، مقادیر تاریک و تیره تر در تصویر ورودی به بازه وسیع تری از سطوح در تصویر خروجی تبدیل شده است.



الف) تصویر اولیه ب) تبدیل لگاریتمی تصویر (الف)

شکل (۴-۵): نمونه ای از اعمال تبدیلات لگاریتمی

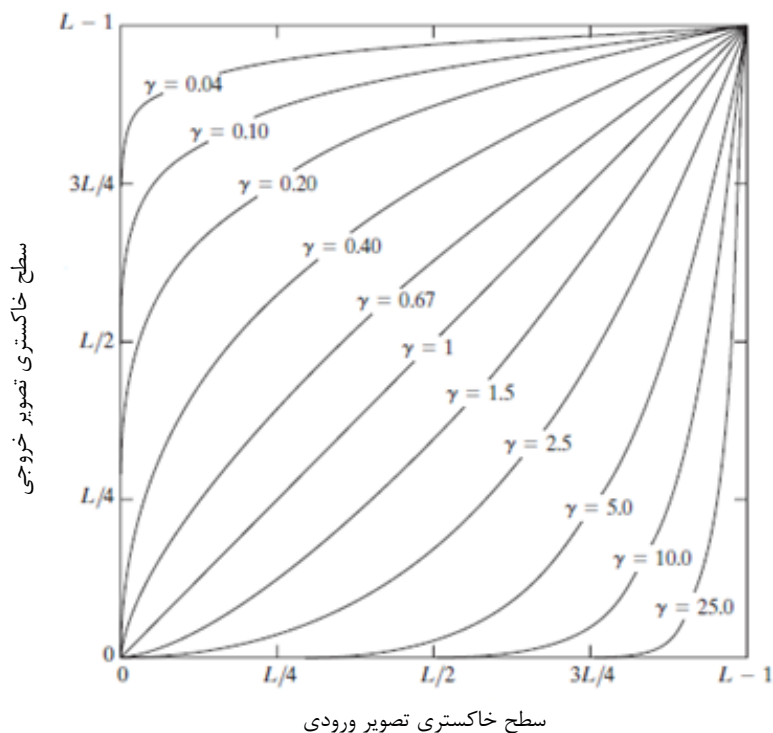
۲-۳-۲- تبدیلات قانون توان

تبدیل قانون توان برای محاسبه سطح خاکستری تصویر خروجی از رابطه زیر استفاده می کند

: [۱۲]

$$s = cr^\gamma \quad (۴-۲)$$

در رابطه فوق c ثابت مثبتی فرض می شود. در شکل (۲-۵) منحنی مقادیر s بر حسب r به ازای مقادیر مختلف γ با در نظر گرفتن $c = 1$ نشان داده شده است. همانطور که از روی شکل مشخص است برای مقادیر $\gamma < 1$ تصویر خروجی روشنتر و برای $\gamma > 1$ تصویر خروجی تیره تر از تصویر ورودی بوده و برای حالتی که $\gamma = 1$ تبدیل همانی بوده و هیچ تغییری در روشنایی تصویر خروجی ایجاد نمی شود.



شکل (۵-۰): منحنی تبدیل قانون توان به ازای مقادیر مختلف گاما

به علت وجود محدودیت‌های فنی در دستگاه‌هایی که برای گرفتن تصویر، چاپ یا نمایش آن به کار می‌روند این دستگاه‌ها تبدیل "قانون توان" رابطه (۲-۴) را بر روی مقدار روشنایی پیکسل‌های تصویر اعمال می‌کنند که توان موجود در رابطه را گاما و فرآیندی را که برای تصحیح این پدیده انتقال، انجام می‌گیرد "اصلاح گاما" می‌گویند در واقع اصلاح گاما نام یک عملیات غیرخطی است که منجر به بهبود روشنایی تصویر می‌شود. برای مواردی که مقدار گامای اعمال شده به تصویر معلوم باشد با اعمال معکوس مقدار گاما به تک تک پیکسل‌های تصویر، تصویر اولیه حاصل می‌شود:

$$r = s^{\frac{1}{\gamma}} \quad (۲-۵)$$

در بسیاری از موارد، گامای اعمال شده به تصویر مشخص نمی‌باشد و به این سادگی نمی‌توان تنها با معکوس کردن گاما و اعمال آن، به تصویر اولیه رسید. معمولاً برای محاسبه مقدار گامای دستگاه، ابتدا تعدادی تصویر مشخص شده و مقادیر مختلفی از گاما به آن اعمال می‌گردند و سپس با مقایسه روشنایی پیکسل‌های تصاویر به دست آمده از دستگاه با تصاویر ورودی، مقدار گامای دستگاه به دست

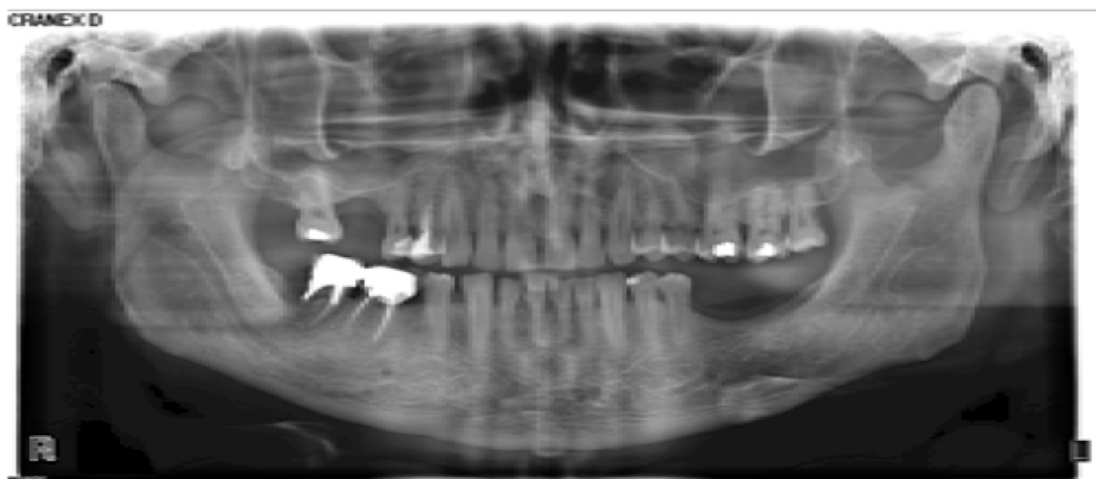
می‌آید [۱۴]. امروزه شرکت‌های سازنده دستگاه‌های تصویربرداری و نمایش تصویر به کمک این روش مقدار گامای دستگاه خود را با تقریب مناسب محاسبه می‌کنند و سپس با اعمال رابطه (۲-۵) بر روی هر تصویر سعی می‌کنند که اثر گاما را خنثی نمایند.

علاوه بر این از آنجایی که دستگاه‌های تصویربرداری قادر به نمایش دقیق رنگ، عمق و بافت اشیاء مختلف موجود در تصویر نمی‌باشند در نتیجه مقدار گامای اعمال شده به پیکسل‌ها در همه نقاط تصویر یکسان نمی‌باشد. در تمام روش‌هایی که قبلاً برای اصلاح گاما وجود داشت برای کل تصویر یک مقدار گاما در نظر گرفته می‌شد. در این روش‌ها بسته به مقدار گاما، تمام نواحی تصویر به یک میزان روشن و یا تیره می‌شوند برای رفع این مشکل از اصلاح گاما به صورت محلی استفاده می‌شود بدین معنی که تنها برخی از نواحی تصویر که نیاز به اصلاح دارند با توجه به اطلاعات همان محل اصلاح می‌شوند. در [۱۷-۱۵] چندین روش اصلاح گامای تطابقی آمده است. در [۱۵] ضمن مرور روش‌های مختلف اصلاح گاما در تصاویر، روش نوینی برای بهبود کیفیت تصاویر بر اساس محتوای محلی تصویر (بافت نواحی مختلف) ارائه می‌شود.

در روش اصلاح گامای تطابقی ابتدا تصویر به پنجره‌های کوچکی تقسیم شده و با انتخاب گامای مناسب برای هر پنجره کیفیت کل تصویر از لحاظ روشنایی بهبود می‌یابد. در تصاویر پزشکی نیز اغلب مشکلات تصاویر مربوط به مشکلات روشنایی است بنابراین روش‌های اصلاح گامای تطابقی برای بهبود تصاویر پزشکی نیز می‌تواند بکار برده شود. در شکل (۲-۶) نمونه‌ای از کاربرد روش اصلاح گامای تطابقی بر اساس روش ارائه شده در [۱۵] آمده است. همانطور که از روی شکل مشخص است روش ارائه شده باعث بهبود قابل توجهی بر روی کیفیت تصویر شده است.



الف) تصویر اولیه



ب) تصویر بهبود یافته با روش اصلاح گامای تطابقی

شکل (۶-۰): نمونه ای از بهبود تصاویر پزشکی با روش اصلاح گامای تطابقی

۲-۴- پردازش ماسک

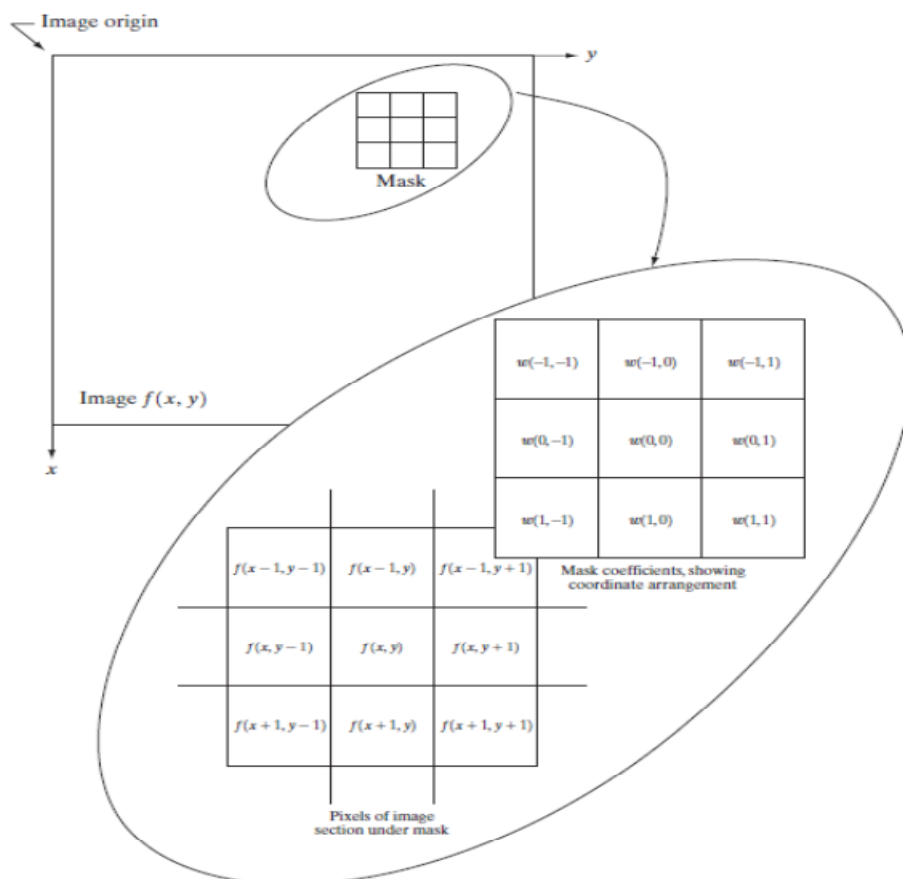
ایده اصلی این نوع پردازش این است که یک ماسک (یک شکل مستطیلی معمولاً با طول اضلاع فرد) را در تصویر حرکت دهیم. با انجام این کار تصویر جدیدی تشکیل می‌شود که سطح خاکستری هر یک از پیکسل‌ها با اعمال ماسک بر روی سطح خاکستری تصویر اصلی تولید می‌شود. ترکیب ماسک و تابع، فیلتر نامیده می‌شود. اگر تابعی که با استفاده از آن مقادیر سطوح خاکستری محاسبه

می‌شود تابعی خطی از سطوح خاکستری موجود در ماسک باشد فیلتر را فیلتر خطی می‌گویند. یک فیلتر خطی با ضرب کردن تمامی عناصر موجود در ماسک با عناصر متناظر در همسایگان پیکسل و جمع کردن تمامی این ضرب‌ها پیاده‌سازی می‌شود. [۱۸]

در حالت کلی برای فیلتر کردن خطی یک تصویر f با اندازه $M \times N$ با فیلتری با اندازه $m \times n$ رابطه زیر را خواهیم داشت:

$$g(x,y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s,t) f(x+s, y+t) \quad (۶-۲)$$

در شکل (۷-۲) نحوه عملکرد روشهای بهسازی تصویر به سبک پردازش ماسک نشان داده شده است که بجای یک نقطه تابع بر کلیه همسایگی‌های پیکسل جاری اعمال می‌شود.



شکل (۷-۰): نحوه عملکرد روشهای پردازش ماسک [۱۸]

۲-۴-۱- حذف نویز با استفاده از معادلات مشتقات جزئی

در روش‌های مبتنی بر معادلات با مشتقات جزئی، تغییرات موجود در پیکسل‌های تصویر مورد بررسی، همانند مدل تغییرات دمای هوا در نظر گرفته می‌شود که در آن جریان هوا از محیط گرم‌تر به محیط سردتر انجام می‌شود تا جایی که دو محیط به دمای تعادل برسند. در [۱۹] نشان داده شده است که این تغییرات حرارت بصورت یک تابع گوسین می‌باشد.

در به کارگیری معادلات مشتقات جزئی در پردازش تصویر، مدل تغییرات روشنایی تصویر به صورت تابع گوسی در نظر گرفته می‌شود [۲۰] بر این اساس هرگونه تغییرات ناگهانی در تصویر به عنوان نویز شناخته می‌شود. در استفاده از معادلات مشتقات جزئی، پارامتری به نام ضریب انتشار تعریف می‌شود که اندازه آن بیان گر شدت تغییرات نفوذ معادله از یک ناحیه به ناحیه دیگر می‌باشد. بعبارت دیگر این پارامتر نقش مهمی را در عمل حذف نویز ایفا می‌کند. تحقیقات نشان می‌دهد که ضریب انتشار در یک تصویر اغلب به صورت یک تابع غیر خطی می‌باشد. [۲۱] بر همین اساس معادلات انتشار غیرخطی برای کاهش نویز تصاویر برای اولین بار توسط Malik و Perona [۲۰ و ۱۷] مطرح شده‌اند.

یکی از پارامترهای مهم در معادلات انتشار، ضریب بازگشتی است که این ضریب بعنوان یک پارامتر بازدارنده و بازخورد در عمل انتشار پیش رونده در تصویر به حساب می‌آید. تحقیقات نشان می‌دهد که این پارامتر نقش مهمی را در حذف نویز تصاویر ایفا می‌کند. انتخاب مقادیر پایین برای این پارامتر، سبب عدم حذف نویز به میزان مناسب در تصاویر و انتخاب بزرگ برای آن سبب از بین رفتن لبه‌های تصویر می‌شود.

در تصاویر پزشکی نیز که برای کارهای تشخیصی به کار می‌روند حفظ جزئیات تصویر از جمله لبه‌ها از اهمیت خاصی برخوردار است. مثلاً در تصاویر رادیوگرافی دندان حفظ لبه‌ها برای تشخیص پوسیدگی‌های دندان حیاتی است براین اساس در این پایان‌نامه برای بهبود کیفیت تصاویر رادیوگرافی دندان، از روش‌های حذف نویز با مشتقات جزئی استفاده شده است.

CRANEX D



الف) تصویر اصلی

CRANEX D



ب) تصویر نویزی با نویز گوسین

CRANEX D



ج) حذف نویز با استفاده از معادلات مشتقات جزئی

شکل (۸-۰): نمونه‌ای از بهبود تصویر با استفاده از معادلات مشتقات جزئی

در شکل (۸-۲) نمونه‌ای از یک تصویر با نویز گوسین و حذف این نویز با استفاده از معادلات مشتقات جزئی بر اساس روش ارائه شده در [۲۲] نشان داده شده است همانطور که مشاهده می‌شود این روش به خوبی توانسته نویز اعمال شده به تصویر را حذف کند بدون اینکه آسیبی به لبه‌های تصویر وارد شود.

فصل ۳:

تحلیل اتوماتیک

تصاویر X-ray دندان

پوسیدگی‌های ثانویه و اثر مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان به صورت نواحی رادیولوسنت دیده می‌شوند که ناحیه رادیولوسنت در حالت اول محل پوسیدگی را نشان می‌دهد ولی در حالت دوم در اثر یک خطای نوری در چشم انسان بوده و مرتبط با پوسیدگی نمی‌باشد. در این فصل بر تحلیل اتوماتیک ناحیه رادیولوسنت در تصاویر رادیوگرافی دندان برای تشخیص پوسیدگی و مَچ باند تاکید می‌شود.

۳-۱- مقدمه

در علم دندانپزشکی پوسیدگی‌های دندان به دو دسته پوسیدگی‌های اولیه و ثانویه تقسیم‌بندی می‌شوند که نوع اول با چشم قابل تشخیص می‌باشد ولی از آنجایی که پوسیدگی‌های ثانویه در زیر دندان‌های ترمیم شده روی می‌دهد بنابراین با چشم قابل مشاهده نبوده و برای تشخیص این نوع پوسیدگی از تصاویر رادیوگرافی دندان استفاده می‌شود. [۲۳] در تصاویر رادیوگرافی دندان، پوسیدگی‌های مخفی به صورت نواحی رادیولوسنت^۱ دیده می‌شوند. در مواردی که پوسیدگی زیر دندان ترمیم شده باشد احتمال تشخیص اشتباه توسط پزشک وجود دارد. زیرا اثر مَچ^۲ باند نیز مشابه پوسیدگی‌ها به صورت نواحی رادیولوسنت در تصاویر رادیوگرافی دیده می‌شود. اما این نواحی رادیولوسنت بطور فیزیکی وجود نداشته و علت آن خطای نوری در چشم انسان می‌باشد. در اینگونه مواقع، دندان‌پزشک پس از بازکردن دندان ترمیم شده متوجه می‌شود که قسمت زیرین ناحیه پر شده سالم بوده و با اثر مَچ باند اشتباه گرفته شده است که در این حالت به دندان شخص آسیب وارد می‌شود [۲۴].

۳-۲- پوسیدگی ثانویه

پوسیدگی‌های ثانویه که در دندان‌های ترمیمی مشاهده می‌شود به صورت نواحی رادیولوسنت در اطراف ناحیه ترمیم شده می‌باشند. زیرا در اثر پوسیدگی بافت دندانی مواد معدنی خود را از دست داده و تغییر رنگ می‌دهد [۲۵]. این در حالی است که دندان‌های فاقد پوسیدگی چنین توده سیاهی را ندارند. بنابراین از این ویژگی می‌توان برای تشخیص پوسیدگی از غیر پوسیدگی استفاده کرد. در شکل (۳-۱) در نمای پانورامیک نمونه‌هایی از دندان‌های ترمیمی پوسیده و فاقد پوسیدگی نشان داده شده است. در این تصویر ناحیه‌هایی که با حروف A و B نشان داده شده‌اند دارای توده‌ای سیاه‌رنگ

¹ Radiolucent

² Mach Bands

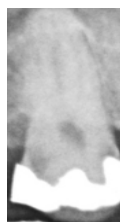


شکل (۱-۳): نواحی A و B دارای پوسیدگی و ناحیه C فاقد پوسیدگی

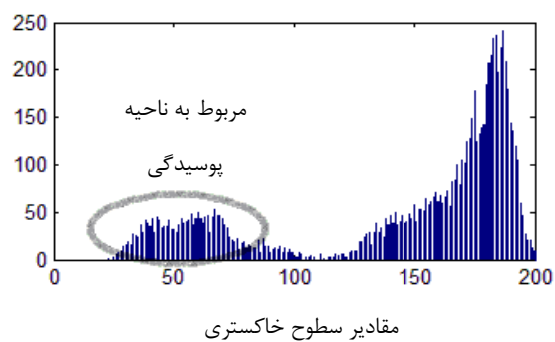
بوده و می‌تواند مچ باند یا پوسیدگی باشد در حالی که در ناحیه C چنین توده‌ای مشاهده نمی‌گردد و سالم می‌باشد.

از آنجائیکه پوسیدگی در مینای دندان سبب ایجاد تغییرات شیمیایی در آن می‌شود، این تغییرات در تصاویر رادیوگرافی بطور فیزیکی (بصورت نواحی رادیولوسنت) منعکس می‌شود. بررسی‌های ما نشان می‌دهد این تغییرات فیزیکی در هیستوگرام تصویر به وضوح قابل رویت خواهد بود.

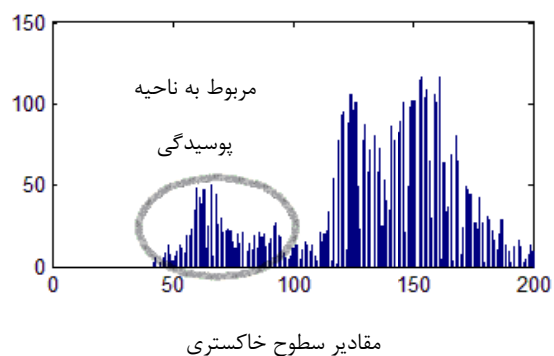
در هیستوگرام دندان‌های ترمیمی فاقد پوسیدگی، هیستوگرام تنها دارای یک ناحیه می‌باشد که بیشینه آن نیز مربوط به سطح خاکستری ناحیه ترمیمی می‌باشد. در حالی که در هیستوگرام دندان‌های ترمیمی پوسیده، هیستوگرام دارای دو ناحیه است که ناحیه با سطح خاکستری کمتر مربوط به ناحیه حاوی پوسیدگی و ناحیه با سطح خاکستری بالاتر مربوط به ناحیه ترمیم‌شده می‌باشد که این امر در هیستوگرام‌های شکل (۲-۳) مشاهده می‌شود. هیستوگرام‌های مذکور، شکل نرمال شده هیستوگرام اصلی است که در آن سطوح خاکستری مربوط به پس‌زمینه و نیز سطوح خاکستری مربوط به سفیدی دندان از آن حذف شده است، زیرا این سطوح در تمامی تصاویر مشترک بوده و هیچ اطلاعات مفیدی از آنها به دست نمی‌آید.



فراوانی هر یک از سطوح خاکستری



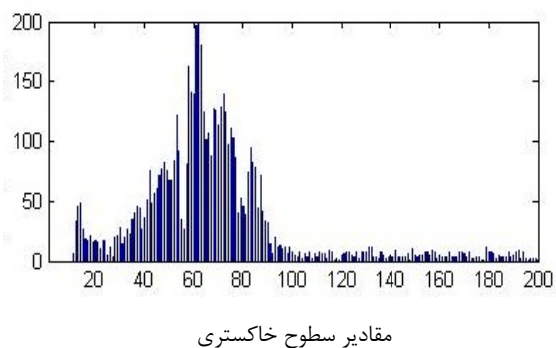
فراوانی هر یک از سطوح خاکستری



الف) دندان‌های پوسیده و هیستوگرام‌های متناظر



فراوانی هر یک از سطوح خاکستری



ب) دندان فاقد پوسیدگی و هیستوگرام متناظر

شکل (۳-۲): چند نمونه از دندان‌های پوسیده

هیستوگرام متناظر آن

۳-۳- اثر مَچ باند

مَچ باند یک خطای نوری است که توسط سیستم بینایی انسان تولید می‌شود و از لحاظ نحوه ظاهر شدن در تصاویر پزشکی و سایر تصاویر متفاوت است بنابراین به صورت جداگانه در هر دو نوع تصویر بحث می‌شود.

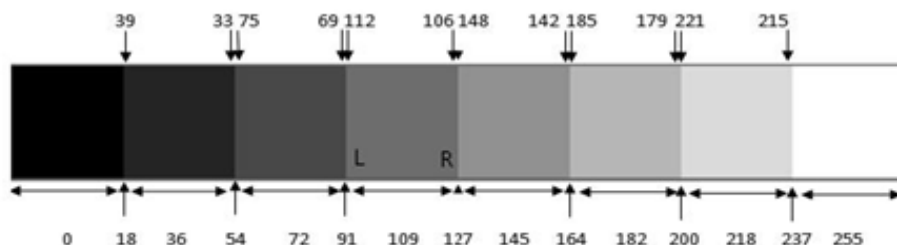
۳-۳-۱- مَچ باند در تصاویر دیجیتال غیرپزشکی

اثر مَچ باند یک خطای نوری^۱ است که به افتخار فیزیکدانی به نام /رنست مَچ^۲ که اولین بار این پدیده را مطرح کرد، با این اصطلاح نامیده شده است. این خطا شامل نوارهای^۳ سیاه یا سفیدی است که بین مرز دو ناحیه در یک تصویر با سطوح روشنایی^۴ متفاوت مشاهده می‌شود [۲۶ و ۲۴]. سیستم بینایی برای تشخیص لبه‌ها تفاوت روشنایی در لبه‌ها را تشدید می‌کند. پدیده‌ی مَچ باند به دلیل وجود ویژگی بازداري افقی^۵ در گیرنده‌های چشم، تفاوت روشنایی^۶ و تیزی^۷ را در پاسخ سیستم بینایی به مغز افزایش می‌دهد [۲۷]. در شکل (۳-۳) (الف) نمونه‌ای از تصاویر دارای اثر مَچ باند در مرز بین دو ناحیه مشاهده می‌شود.

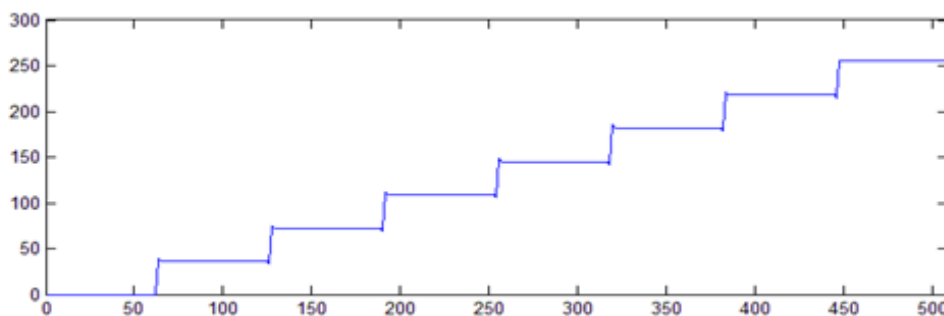
در شکل (۳-۳) (الف) میزان روشنایی در داخل هر مربع به جز نقاط نزدیک لبه‌ها ثابت است که شکل (۳-۳) (ب) نیز این حقیقت را نشان می‌دهد. ولی با دقت بر روی مربعات شکل (۳-۳) (الف) به نظر می‌رسد که میزان روشنایی هر مربع در سراسر آن در حال تغییر است. در نقاط نزدیک به لبه سمت چپ هر مربع نوارها روشنتر و در نقاط نزدیک به لبه راست نوارها تاریک‌تر از مرکز به نظر می‌-

-
1. Optical illusion
 2. Ernst Mach
 3. Strip
 4. Luminance
 - 5 Lateral inhibition
 6. Contrast
 7. Sharpness

رسند. در شکل (۳-۳) (ب) محور افقی نشان دهنده شماره ستون یک پیکسل در یک سطر خاص از تصویر بوده و محور عمودی سطح خاکستری پیکسل مورد نظر می‌باشد.



الف) نواحی با روشنایی متفاوت و وجود باندهای تاریک و روشن به دلیل اثر مچ باند



ب) تغییرات سطح خاکستری در یک سطر از شکل (الف)

شکل (۳-۳): نمونه‌ای از تصاویر دارای مچ باند و سطوح خاکستری یک سطر از آن

شدت مچ باند به میزان اختلاف روشنایی دو ناحیه بستگی دارد، به عنوان مثال در شکل (۴-۳) اثر مچ باند به راحتی قابل تشخیص نیست زیرا میزان اختلاف روشنایی بین دو ناحیه زیاد بوده و تشدید روشنایی در مرز برای تفکیک دو ناحیه کمتر صورت گرفته است. عامل دیگری که در شدت این اثر دخالت دارد چگونگی تغییرات روشنایی بین دو ناحیه است. شدت مچ باند در تصاویر با تغییرات تدریجی روشنایی، به مراتب بیشتر از تصاویر با تغییرات ناگهانی روشنایی است. به عنوان مثال در شکل (۴-۳) به دلیل تغییر ناگهانی شدت روشنایی، شدت باند تولید شده کم بوده و در نتیجه این اثر محسوس نیست.



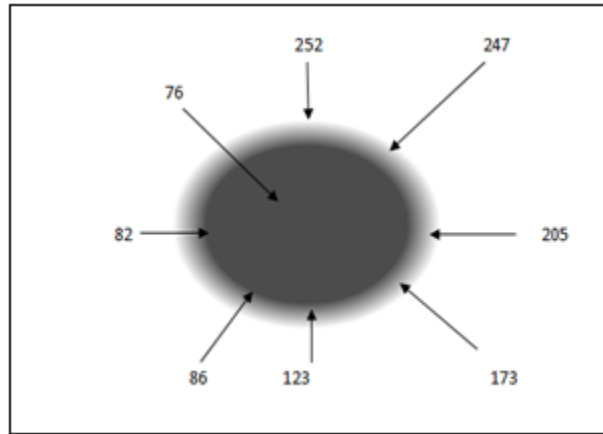
شکل (۳-۴): تصویر دارای دو ناحیه با روشنایی متفاوت ولی دارای اثر مچ باند با شدت کم

برای مشاهده این حقیقت که اثر مچ باند یک خطای نوری بوده و واقعا در تصویر وجود ندارد می-توان با یک تکه کاغذ سیاه که نوری از آن عبور نمی‌کند یکی از نواحی تا مرز دو ناحیه با روشنایی متفاوت را پوشاند. این کار باعث می‌شود که سیستم بینایی اختلاف روشنایی بین دو ناحیه را حس نکند که در نتیجه باندهای تولید شده ناپدید می‌شوند.

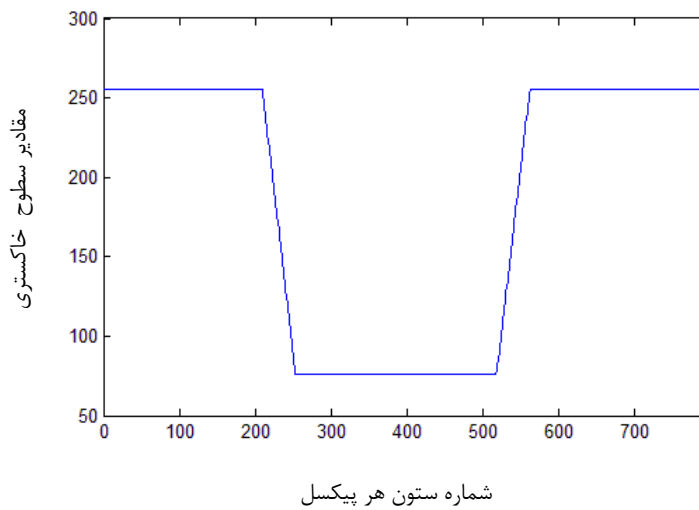
در شکل (۳-۵) پدیده اثر مچ باند به وضوح قابل مشاهده است که توده‌های اطراف کره به علت پدیده مچ باند می‌باشد تا چشم بتواند مرز بین دو ناحیه را تشخیص دهد. در شکل مذکور به دلیل تغییرات تدریجی سطح روشنایی به ازای هر اختلاف روشنایی یک نوار در تصویر مشاهده می‌شود و تجمع این نوارهای کنار هم باعث افزایش شدت اثر مچ باند می‌شود.

بنابراین با مطالب ذکر شده در مورد این خطای نوری در چشم انسان نکات زیر را خواهیم داشت:

۱. پدیده مچ باند یک خطای نوری در سیستم بینایی انسان می‌باشد
۲. پدیده مچ باند در مرز دو ناحیه با روشنایی متفاوت بصورت باندهای سیاه و سفید و توسط سیستم بینایی انسان برای تفکیک مرز دو ناحیه ایجاد می‌شود.
۳. شدت پدیده مچ باند به میزان اختلاف روشنایی دو ناحیه و همچنین نحوه این تغییرات بستگی دارد.



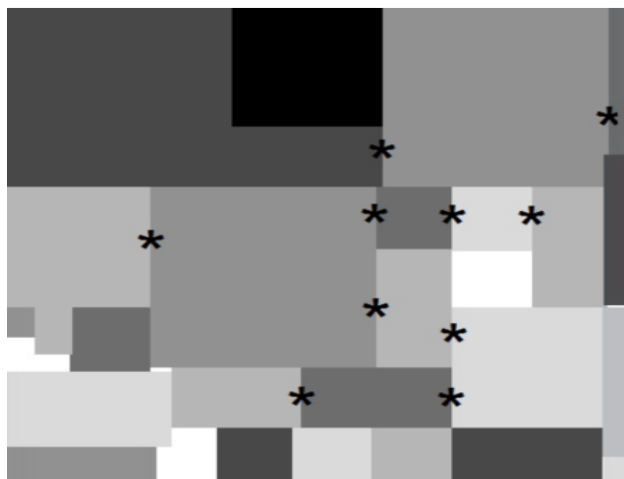
الف) تصویری با اثر مچ باند شدید



ب) تغییرات سطوح خاکستری برای یک سطر از شکل (الف)

شکل (۳-۵): تصویر دارای مچ باند شدید و نمودار تغییرات افقی سطح خاکستری

پدیده مچ باند برای حالتی که دو ناحیه در تصویر موجود باشد توضیح داده شد. برای حالتی که تصویر ترکیبی از چندین ناحیه با میزان روشنایی متفاوت باشد نیز این تعریف قابل گسترش می‌باشد. به عنوان مثال در شکل (۳-۶) که ترکیبی از چندین ناحیه می‌باشد نواحی دارای اثر مچ باند با شدت محسوس با علامت ستاره نشانه‌گذاری شده‌اند.

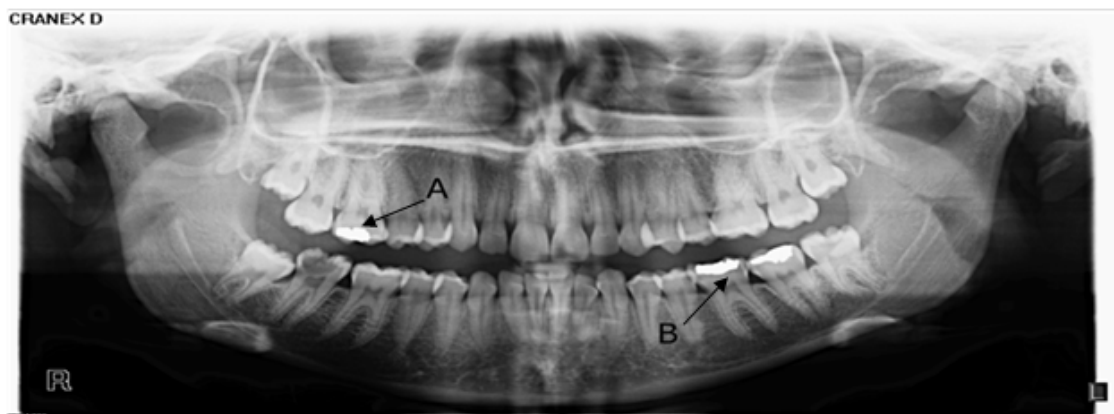


شکل (۶-۳): تصویر ترکیبی دارای چندین ناحیه با روشنایی متفاوت و وجود مچ باند

۳-۲-۳- مچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان

همانطور که در بخش (۲-۳) ذکر شد پوسیدگی‌های ثانویه در تصاویر رادیوگرافی دندان بصورت نواحی رادیولوسنت قابل مشاهده است. علاوه بر این نوع پوسیدگی نواحی دیگری نیز بصورت رادیولوسنت دیده می‌شوند که پوسیدگی نبوده و مربوط به یک خطای نوری به نام اثر مچ باند می‌باشند. بدلیل تشابه ناحیه رادیولوسنت پوسیدگی‌های ثانویه با نواحی دارای مچ باند احتمال تشخیص اشتباه پوسیدگی با اثر مچ باند وجود دارد بنابراین اهمیت شناخت نوع ناحیه رادیولوسنت مربوط به مچ باند برای تشخیص این پدیده روشن است. [۲۸]

در شکل (۷-۳) نمونه‌ای از اثر مچ باند در تصاویر رادیوگرافی پانورامیک مشاهده می‌شود در این شکل نواحی A و B بصورت رادیولوسنت دیده می‌شوند در حالی که این نواحی دارای پوسیدگی نیستند بنابراین مشخص می‌شود که این ناحیه رادیولوسنت مربوط به اثر مچ باند بوده و بدلیل خطای نوری مشاهده می‌شود.



شکل (۷-۳): تصویر رادیوگرافی پانورامیک دارای اثر مچ باند

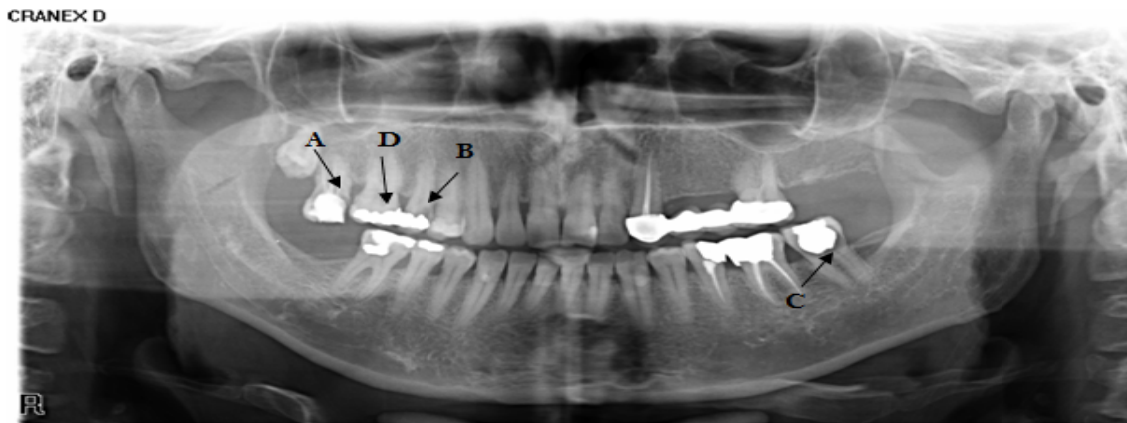
۳-۴- بهبود تصاویر رادیوگرافی دندان

همانطور که در فصل اول ذکر شد تصاویر رادیوگرافی دندان بدلیل وجود محدودیت‌های فنی در دستگاه و همچنین وضعیت نادرست بیمار هنگام تصویربرداری از کیفیت کافی برای تشخیص پوسیدگی‌ها برخوردار نیستند بنابراین باید با استفاده از تکنیک‌های پردازش تصویر بهسازی‌هایی روی کیفیت این تصاویر انجام شود.

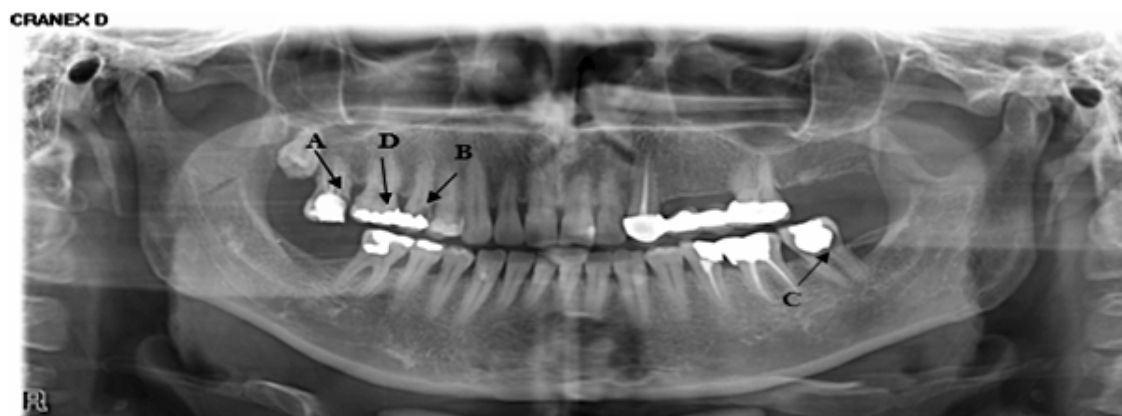
مهمترین مشکل در این نوع تصاویر مربوط به فاکتور روشنایی است که بدلیل محدودیت‌های فنی دستگاه تغییرات غیرخطی بر روی روشنایی این تصاویر اعمال می‌شود. در فصل دوم روش اصلاح گاما برای بهبود کیفیت روشنایی در این نوع تصاویر پیشنهاد شده است که با انتخاب یک مقدار گامای مناسب بصورت محلی باعث بهبود کیفیت تصویر می‌شود.

بهبود کیفیت در این نوع تصاویر بدین معنی است که وضوح نواحی رادیولوسنت که برای تشخیص پوسیدگی استفاده می‌شود بیشتر شده و تا حد ممکن اثر مچ باند در این نوع تصاویر کاهش یابد. در شکل (۸-۳)(الف) نواحی A ، B و C دارای پوسیدگی و ناحیه D دارای مچ باند می‌باشد. در شکل (۸-۳)(ب) اثر اصلاح گاما بر روی نواحی رادیولوسنت نشان داده شده است. با دقت در شکل مشاهده می‌شود که وضوح ناحیه رادیولوسنت افزایش یافته و پوسیدگی به صورت بهتری قابل مشاهده است

همچنین ناحیه رادیولوسنت مربوط به اثر مچ باند نیز تا حدی کمتر شده است. بنابراین بهبود کیفیت تصویر با استفاده از روش اصلاح گاما دارای دو ویژگی زیر است: الف) افزایش وضوح ناحیه رادیولوسنت و تشخیص آسانتر پوسیدگی ثانویه ب) کاهش ناحیه رادیولوسنت مربوط به اثر مچ باند



الف) تصویر رادیوگرافی دارای پوسیدگی در نواحی A و B و C و وجود نواحی رادیولوسنت



ب) اصلاح گاما بر روی یک تصویر رادیوگرافی افزایش وضوح ناحیه رادیولوسنت و کاهش مچ باند

شکل (۳-۸): نمونه ای از یک تصویر پانورامیک قبل و بعد از اصلاح گاما

۳-۵- نتیجه گیری

در این فصل انواع پوسیدگی‌های دندان معرفی شده و نحوه ظهور آنها در تصاویر رادیوگرافی پانورامیک توضیح داده شده است. سپس پدیده مچ باند که مربوط به یک خطای نوری در سیستم بینایی انسان می‌باشد به طور مختصر شرح داده شده و مشکلات ناشی از وجود این پدیده در تشخیص

پوسیدگی عنوان شده است. نهایتاً با توجه به ویژگی‌های تصاویر رادیوگرافی روشی برای بهبود کیفیت این نوع تصاویر به منظور افزایش دقت تشخیص پوسیدگی ارائه شده است.

با توجه مطالب عنوان شده در این فصل می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از روش‌های اتوماتیک برای تشخیص پوسیدگی‌ها می‌تواند پزشک را در تفسیر این نوع تصاویر یاری نماید. زیرا یکی از دلایل تشخیص اشتباه پوسیدگی مربوط به خطای نوری در چشم انسان بوده و در روش‌های اتوماتیک وجود ندارد.

فصل ۴:

تشخیص مچ باند و پوسیدگی ثانویه در تصاویر

رادیوگرافی دندان

در این فصل روشی برای تشخیص اتوماتیک مچ باند و پوسیدگی‌های ثانویه ارائه شده و نرم‌افزاری بدین منظور پیاده‌سازی شده است. تمرکز این فصل بیشتر بر روی ویژگی استفاده شده در این پایان نامه و نتایج حاصل از آن می‌باشد. بدین منظور پایگاه داده استفاده شده در این پایان نامه معرفی شده و نتایج حاصل از روش ارائه شده بر روی پایگاه داده مذکور تجزیه و تحلیل شده است.

۴-۱- مقدمه

یکی از مشکلاتی که دندانپزشکان در تشخیص پوسیدگی‌های ثانویه در دندان‌های ترمیمی با آن روبرو هستند و باعث تشخیص نادرست این نوع پوسیدگی‌ها می‌شود وجود پدیده مَچ باند است. زیرا پدیده مَچ باند نیز همانند پوسیدگی‌های ثانویه به صورت نواحی رادیولوسنت دیده شده و دندانپزشک پس از بازکردن پرشدگی دندان متوجه می‌شود که ناحیه باز شده پوسیدگی نبوده بلکه پدیده مَچ باند پزشک را در تشخیص دچار اشتباه کرده است. بر این اساس وجود روشی اتوماتیک و با دقت تشخیصی بالا برای شناسایی این پدیده ضروری به نظر می‌رسد.

تحقیقات ما نشان می‌دهد که تاکنون هیچ روشی برای شناسایی مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان ارائه نشده است. بنابراین موضوع این پایان نامه موضوع کاملاً جدیدی بوده و نرم‌افزاری برای شناسایی این پدیده مبتنی بر روش ارائه شده در این پایان نامه تهیه شده و درستی عملکرد آن به تایید متخصصین محترم رادیولوژی فک و صورت^۱ رسیده است.

۴-۲- پایگاه داده

این مطالعه تشخیصی بر روی ۵۰ تصویر پانورامیک دیجیتال انجام شده است که تصاویر استفاده شده توسط دستگاه CarnexD در شرایط اکسپوژر 70-80 KVP و 10mA با زمان پرتودهی 11S به صورت تصاویر اصلی (original) تهیه گردیده و با استفاده از نرم افزار DfW با شرایط Exp20، Enhancement 33 و چگالی و روشنایی ۵۰ درصد تصحیح شده است. روش ارائه شده در این پایان نامه بر روی تصاویر تک دندان انجام شده است که تعداد دندانهای دارای پرکردگی استفاده شده در این پایان نامه ۱۰۰ دندان می‌باشد.

^۱ دکتر احسان موعودی و دکتر حقانی فر عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی بابل

تصاویر پانورامیک بر روی مانیتور SAMSUNG در محیطی آرام و با نور کم توسط متخصص رادیولوژی فک و صورت مشاهده گردیده و تصاویر دندانهای ترمیمی، به سه دسته دندانهای ترمیمی دارای پوسیدگی، دندانهای ترمیمی دارای مچ باند و دندانهای ترمیمی فاقد پوسیدگی و فاقد مچ باند تقسیم شد.

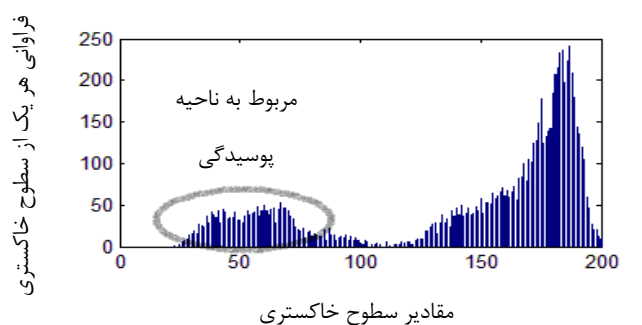
در این پایان نامه یک روش دو مرحله‌ای برای تشخیص نوع دندان ترمیمی ارائه شده است. مرحله اول شامل تشخیص دندانهای ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه از دندانهای ترمیمی فاقد پوسیدگی است. و در مرحله دوم، دندانهای ترمیمی فاقد پوسیدگی به منظور تشخیص وجود احتمالی مچ باند مورد بررسی قرار می‌گیرند. روش‌های انجام شده برای هر یک از این دو مرحله در بخش‌های زیر توضیح داده می‌شود.

۴-۳- تشخیص پوسیدگی‌های ثانویه در دندانهای ترمیمی

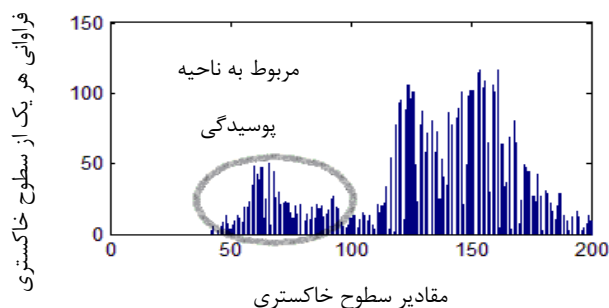
همانطور که ذکر شد دندانهای ترمیمی به سه دسته دندانهای ترمیمی دارای پوسیدگی، دندانهای ترمیمی دارای مچ باند و دندانهای ترمیمی فاقد پوسیدگی و فاقد مچ باند دسته بندی شده اند که مرحله اول روش ارائه شده مربوط به تشخیص دندانهای دارای پوسیدگی ثانویه از دندانهای فاقد این نوع پوسیدگی می باشد. بنابراین در مرحله اول دندان های دارای پوسیدگی ثانویه تشخیص داده شده و کنار گذاشته می‌شوند و مرحله دوم روش ارائه شده (تشخیص مچ باند) روی دندانهای باقیمانده اجرا می شود.

پوسیدگی ضایعه‌ای است که در اثر آن مینای دندان دچار تغییرات شیمیایی شده و این تغییر باعث از بین رفتن مواد معدنی بافت دندان می‌شود در نتیجه پوسیدگی بصورت نواحی رادیولوسنت با رنگی تیره‌تر نسبت به سایر نواحی مشاهده می شود. وجود این ناحیه رادیولوسنت در هیستوگرام تصویر نیز منعکس خواهد شد. بنابراین در هیستوگرام دندانهای ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه

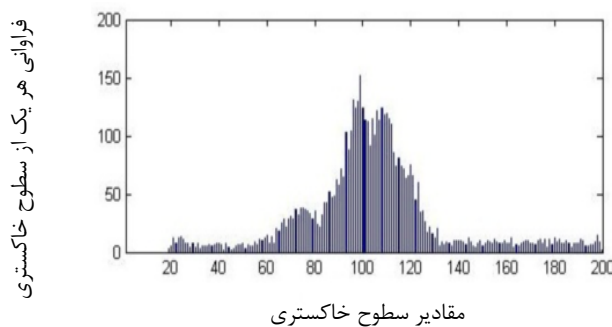
سطح خاکستری مربوط به ناحیه رادیولوسنت وجود داشته ولی در دو نوع دندان ترمیمی دیگر (دندانهای ترمیمی دارای مچ باند و دندانهای ترمیمی فاقد پوسیدگی و فاقد مچ باند) این سطوح خاکستری وجود نخواهد داشت و این ویژگی عامل تفکیک کننده برای تشخیص دندانهای دارای پوسیدگی ثانویه است که هیستوگرام های موجود در شکل (۴-۱) موید این مطلب است. در شکل های مذکور سطوح خاکستری با مقادیر پایین تر مربوط به پیش زمینه تصویر بوده و از هیستوگرام حذف شده است زیرا این سطوح بین تمامی تصاویر مشترک بوده و حاوی هیچ اطلاعات مفیدی نمی باشد.



الف) هیستوگرام دندان ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه



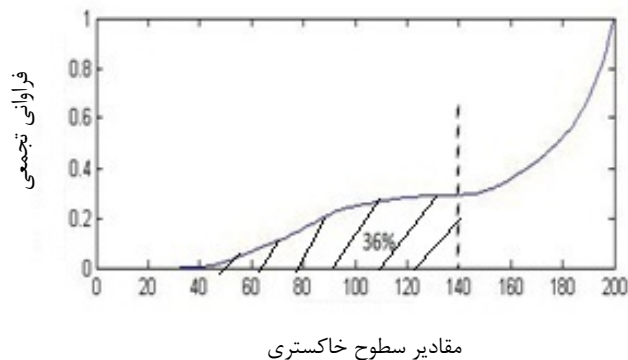
ب) هیستوگرام دندان ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه



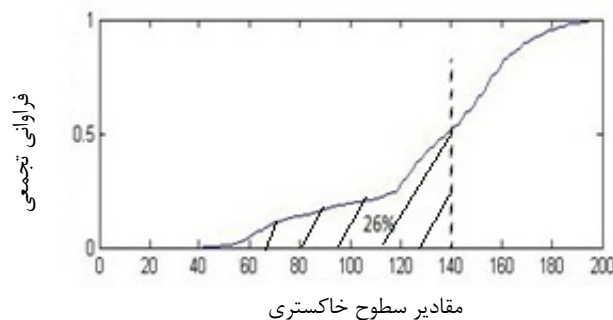
ج) هیستوگرام دندان ترمیمی فاقد پوسیدگی

شکل (۴-۱): هیستوگرام دندانهای ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه و فاقد پوسیدگی

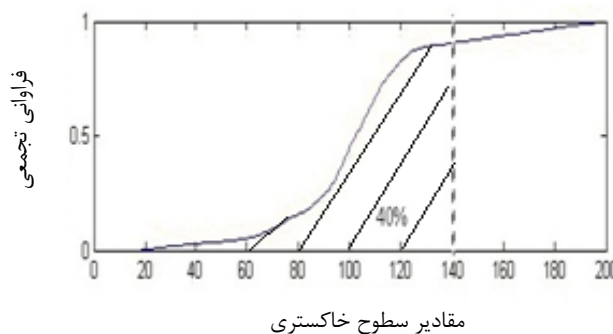
با دقت در هیستوگرام‌های شکل (۱-۴) مشاهده می‌شود که سطوح خاکستری ناحیه رادیولوسنت در هیستوگرام می‌تواند معیار مناسبی برای تشخیص پوسیدگی ثانویه در دندان‌ها باشد. اما به منظور تشخیص اتوماتیک، هیستوگرام سطوح خاکستری را به نمودار تجمعی تبدیل می‌کنیم. در شکل (۲-۴) نمودار تجمعی هیستوگرام‌های شکل (۱-۴) پس از نرمال‌سازی نشان داده شده است.



الف) نمودار تجمعی شکل (۱-۴) (الف)



ب) نمودار تجمعی شکل (۱-۴) (ب)



ج) نمودار تجمعی شکل (۱-۴) (ج)

شکل (۲-۴): نمودار تجمعی هیستوگرام‌های شکل (۱-۴)

در هیستوگرام‌های شکل (۲-۴) با در نظر گرفتن یک سطح خاکستری بعنوان حد آستانه و محاسبه سطح زیر منحنی قبل از آن آستانه، می‌توان دندان‌های پوسیده را از سالم جدا نمود. با دقت در شکل (۲-۴) می‌توان گفت سطح خاکستری ۱۴۰ می‌تواند بعنوان مبنای تصمیم‌گیری انتخاب شود. زیرا در این نمودارها، مساحت زیر سطح خاکستری ۱۴۰ در دندان پوسیده کمتر از ۴۰ درصد و در دندان فاقد پوسیدگی بیشتر از این مقدار می‌باشد. بررسی‌های ما بر روی چندین تصویر رادیوگرافی دندان نشان می‌دهد که مقادیر آستانه انتخاب شده می‌تواند معیار مناسبی برای تشخیص دندان پوسیده از سالم باشد. بنابراین با انتخاب یک سطح خاکستری آستانه و یک مقدار برای مساحت زیر نمودار می‌توان دندان‌های پوسیده و سالم را از هم تشخیص داد.

با داشتن تصویر پانورامیک رادیوگرافی دندان، مرحله اول روش ارائه شده که شامل شناسایی دندان‌های دارای پوسیدگی ثانویه از دندان‌های غیر پوسیده می‌باشد دارای مراحل زیر است:

۱. جدا کردن دندان‌های ترمیمی از سایر دندان‌ها در تصویر پانورامیک
 ۲. محاسبه هیستوگرام
 ۳. حذف سطوح خاکستری غیرمفید و نرمالیزه کردن هیستوگرام
 ۴. محاسبه تابع تجمعی هیستوگرام
 ۵. محاسبه سطح زیر منحنی و اعمال حد آستانه
- برای ارزیابی میزان دقت تشخیص دندان‌های ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه از دو معیار به نام GDR^1 و FDR^2 استفاده شده است که GDR میزان درصد تشخیص درست و FDR میزان خطا را نشان می‌دهد. روابط استفاده شده برای هر یک در روابط (۱-۴) و (۲-۴) آورده شده است:

¹ Good Detection Rate

² False Detection Rate

$$GDR = \frac{TP+TN}{FN+FP+TP+TN} \quad (1-4)$$

$$FDR = \frac{FN}{FN+TN} \quad (2-4)$$

هر یک از پارامترهای استفاده شده در رابطه (۱-۴) و (۲-۴) در زیر معرفی می‌شوند:

۱. مثبت واقعی (TP)^۱: تعداد دندان‌های پوسیده‌ای که درست تشخیص داده شده‌اند
۲. منفی کاذب (FN)^۲: تعداد دندان‌های سالمی که پوسیده تشخیص داده شده‌اند
۳. مثبت کاذب (FP)^۳: تعداد دندان‌های پوسیده‌ای که سالم تشخیص داده شده‌اند
۴. منفی واقعی (TN)^۴: تعداد دندان‌های سالمی که درست تشخیص داده شده‌اند

روش پیشنهادی بر روی تصاویر ۱۰۰ دندان ترمیمی انجام شده و مقادیر GDR و FDR برای هر یک از مقادیر آستانه انتخاب شده در جدول (۱-۴) آورده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود بالاترین درصد تشخیص پوسیدگی ثانویه (GDR) برابر ۷۲٪ بوده و مقدار خطا (FDR) برابر ۱۶٪ است. با دقت در جدول (۱-۴) مشاهده می‌شود که مقادیر GDR و FDR ذکر شده متناظر با مقدار سطح خاکستری ۸۵ و مساحت زیر نمودار ۱۱٪ می‌باشد.

جدول (۱-۴): مقادیر GDR و FDR در تشخیص پوسیدگی ثانویه با روش ارائه شده برای مقادیر مختلف سطوح آستانه

سطح خاکستری آستانه	مساحت زیر نمودار آستانه	مثبت واقعی (TP)	مثبت کاذب (FP)	منفی واقعی (TN)	دقت تشخیص (%)	مقدار خطا (%)
۶۰	۴	۱۰	۱۶	۵۰	۶۰	۳۲
۷۵	۶	۱۶	۱۰	۴۰	۵۶	۴۵
۸۰	۹	۱۰	۱۶	۶۰	۷۰	۱۸
۸۵	۱۱	۱۰	۱۶	۶۲	۷۲	۱۶
۹۰	۱۲	۱۲	۱۴	۵۰	۶۲	۳۲
۹۵	۱۴	۱۰	۱۶	۵۶	۶۶	۲۴

¹ True Positive
² False Negative
³ False Positive
⁴ True Negative

۴-۴- تشخیص مَچ باند

در این بخش ابتدا روش تشخیص مَچ باند در تصاویر دیجیتال غیر پزشکی توضیح داده شده و سپس از روش گفته شده برای تشخیص مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان استفاده می‌شود.

۴-۴-۱- تشخیص اثر مَچ باند در تصاویر دیجیتال

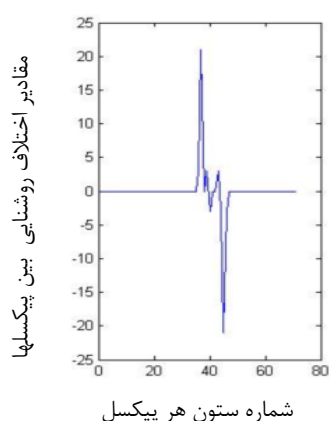
اثر مَچ باند در مرز بین دو ناحیه با روشنایی متفاوت و نزدیک لبه‌ها اتفاق می‌افتد، بنابراین می‌توان از فیلترهای تشخیص لبه مانند عملگر لاپلاس^۱ برای شناسایی این باندها استفاده کرد. برای این منظور ابتدا از تصویر تبدیل لاپلاس گرفته شده و سپس میزان تغییرات روشنایی برای یک سطر از آن رسم می‌شود. همانطور که در شکل (۳-۴)(ب) مشاهده می‌شود در تصاویر دارای مَچ باند شدید بعد از یک نوسان مربوط به لبه، نوسانات کوچکی نیز مشاهده می‌شود که نشان دهنده تغییرات تدریجی روشنایی بوده و شرط لازم برای وجود این اثر است. همچنین در تصویر (۳-۴)(ب) که این اثر شدت بیشتری دارد، محدوده تغییرات اختلاف روشنایی نسبت به تصویر (۴-۴)(ب) کمتر است بنابراین می‌توان گفت که شدت مَچ باند به میزان اختلاف روشنایی دو ناحیه نیز بستگی دارد. در تصاویر واقعی تغییرات روشنایی به صورت ناگهانی نبوده بلکه به صورت تدریجی می‌باشد، بر این اساس می‌توان از تبدیل لاپلاس به عنوان یک مشخصه اولیه برای شناسایی اثر مَچ باند استفاده کرد.

تبدیل لاپلاس یک روش ریاضی برای مدل کردن دو ویژگی مربوط به شدت اثر مَچ باند، یعنی میزان اختلاف و نحوه تغییرات شدت روشنایی، بین دو ناحیه می‌باشد. تبدیل لاپلاس در پردازش تصویر بصورت یک ماتریس 3×3 با درایه های زیر تعریف می‌شود.

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

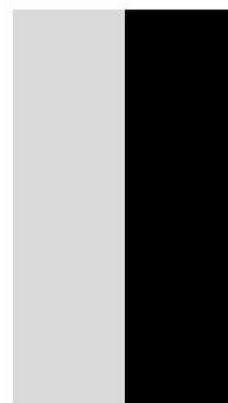
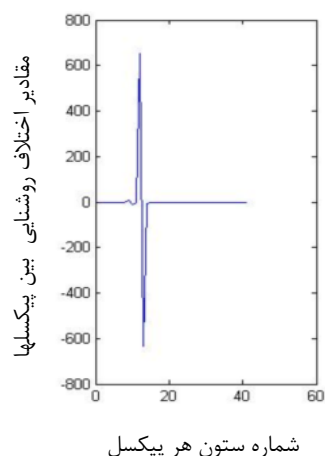
ماتریس تبدیل لاپلاس

¹ Laplacian Operator



الف) تصویر دارای اثر مچ باند با شدت محسوس (ب) یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس

شکل (۳-۴): نمونه‌ای از تصاویر دارای مچ باند با شدت محسوس و یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس



الف) تصویر دارای اثر مچ باند با شدت کم (ب) یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس

شکل (۴-۴): نمونه‌ای از تصاویر دارای مچ باند با شدت کم و یک سطر از ماتریس تبدیل لاپلاس

۴-۴-۲- تشخیص مچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان

در مرحله اول دندان‌های ترمیمی دارای پوسیدگی ثانویه از دندان‌های ترمیمی سالم تمیز داده شد. در این مرحله دندان‌های ترمیمی دارای اثر مچ باند از دندان‌های ترمیمی فاقد این باندها تشخیص داده می‌شوند. پیشتر ذکر شد که اثر مچ باند به دلیل اختلاف میزان روشنایی بین دو ناحیه‌ی تصویر تولید می‌شود که شدت این باندها به اندازه این اختلاف روشنایی بستگی دارد، بنابراین می‌توان از این ویژگی برای تفکیک دندان‌های دارای مچ باند از دندان‌های فاقد این باندها استفاده کرد. به منظور

بررسی چگونگی تغییر شدت روشنایی در تصاویر رادیوگرافی دندان از تبدیل لاپلاس استفاده می-شود. [۱۲] پس از محاسبه ماتریس تبدیل لاپلاس برای هر یک از دندان‌های ترمیمی، ماتریس به دست آمده به ۲۵۶ سطح نگاشت شده و فراوانی هر یک از ۲۵۶ سطح (۰-۲۵۵) محاسبه می‌شود.

هیستوگرام نرمال شده، برای چندین دندان دارای اثر مَچ باند، و دندان‌های فاقد این باندها در شکل (۵-۴) رسم شده است. با دقت در هیستوگرام‌های شکل (۵-۴)(الف) مشخص می‌شود که دندان‌های فاقد مَچ باند یک مقدار بیشینه در سطح بالاتر از ۱۰۰ دارند که نشان می‌دهد اختلاف سطوح خاکستری بین پیکسل‌ها زیاد بوده و مَچ باند شدت بسیار کمی داشته و محسوس نیست، ولی در هیستوگرام‌های شکل (۵-۴)(ب) مقدار بیشینه در سطح زیر ۱۰۰ بوده و نشان می‌دهد که اختلاف سطح خاکستری بین پیکسل‌ها کمتر از حالت (الف) بوده و تغییرات تدریجی می‌باشد که باعث محسوس‌تر شدن اثر مَچ باند می‌شود. در هیستوگرام‌های رسم شده محور افقی نشانگر میزان اختلاف سطح خاکستری و محور عمودی فراوانی اختلاف سطح خاکستری هر پیکسل با پیکسل‌های مجاور می‌باشد. در هیستوگرام‌های فوق هر چه محل مقدار بیشینه کمتر باشد نشان دهنده این مطلب است که میزان اختلاف سطوح خاکستری بین یک پیکسل با پیکسل‌های همسایه کم بوده و این دلیل بر وجود مَچ باند می‌باشد.

روش تشخیص دندان‌های ترمیمی دارای مَچ باند دارای گام‌های زیر است:

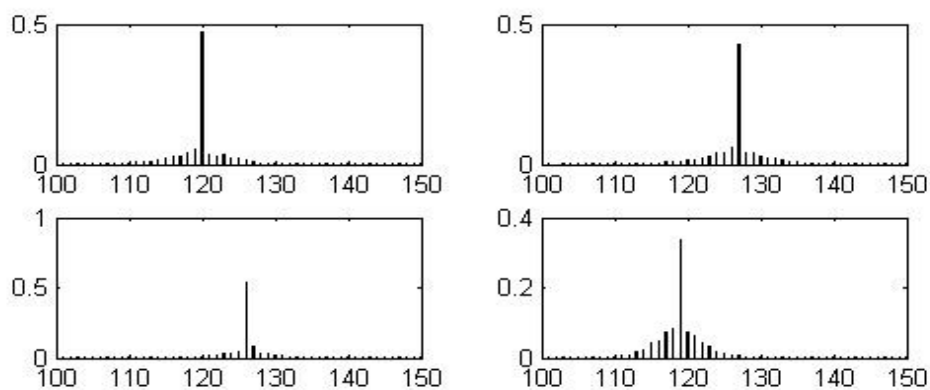
۱. محاسبه تبدیل لاپلاس

۲. محاسبه هیستوگرام تبدیل لاپلاس

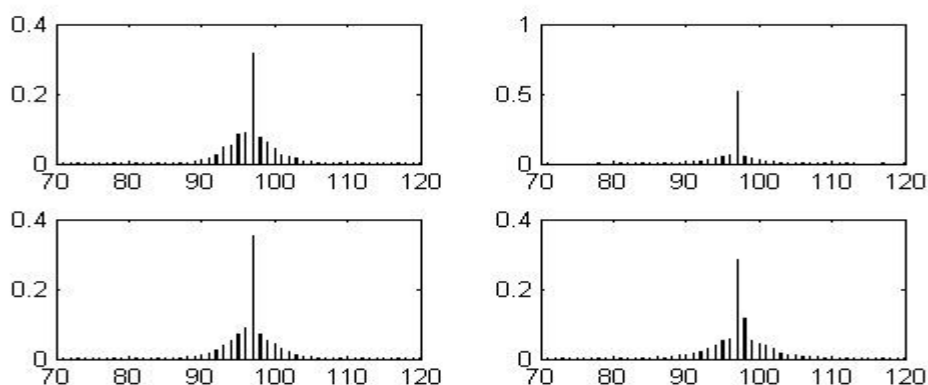
۳. اعمال حد آستانه برای تشخیص دندان‌های ترمیمی دارای مَچ باند

بنابراین، از ویژگی اختلاف روشنایی بین یک پیکسل با پیکسل‌های همسایه، می‌توان به عنوان یک مشخصه برای تفکیک دندان‌های دارای اثر مَچ باند از دندان‌های فاقد این اثر استفاده کرد. با استفاده از

ویژگی ذکر شده درصد تشخیص دندان‌های دارای مچ باند برای ۷۴ تصویر دندان ترمیمی (از ۱۰۰ تصویر دندان ترمیمی استفاده شده ۲۶ تصویر در مرحله اول پوسیده تشخیص داده شده‌اند)، برابر با ۷۸٪ می‌باشد.



(الف) هیستوگرام تبدیل لاپلاس برای دندانهای فاقد مچ باند



(ب) هیستوگرام تبدیل لاپلاس برای دندانهای دارای مچ باند

شکل (۴-۵): هیستوگرام تبدیل لاپلاس برای دندانهای دارای مچ باند و فاقد مچ باند

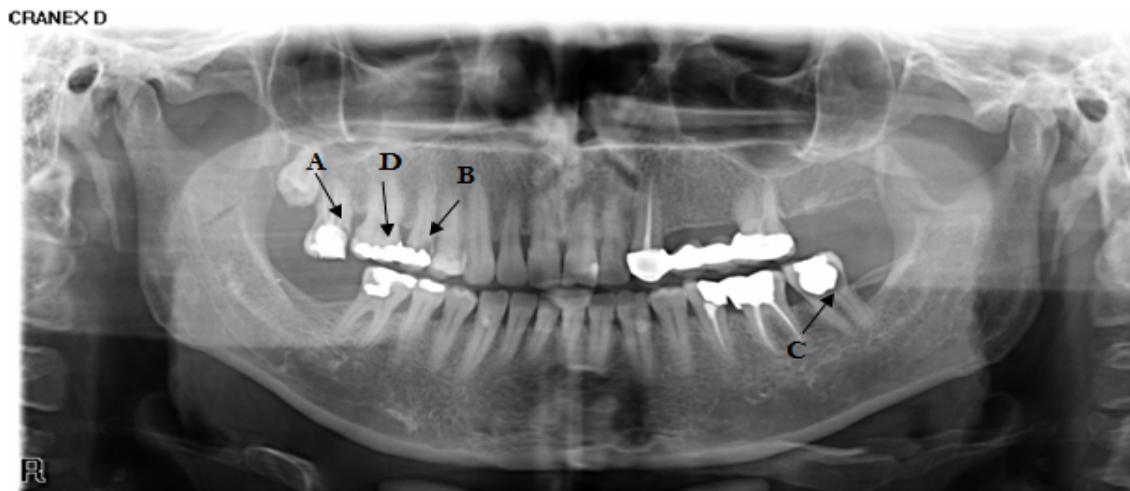
۴-۵- بهبود روش ارائه شده

همانطور که در فصل سوم اشاره شد تصاویر رادیوگرافی دندان به دلیل وجود محدودیت‌های فنی در دستگاههای تهیه تصاویر رادیوگرافی دندان دارای کیفیت چندان مناسبی نیستند به همین دلیل

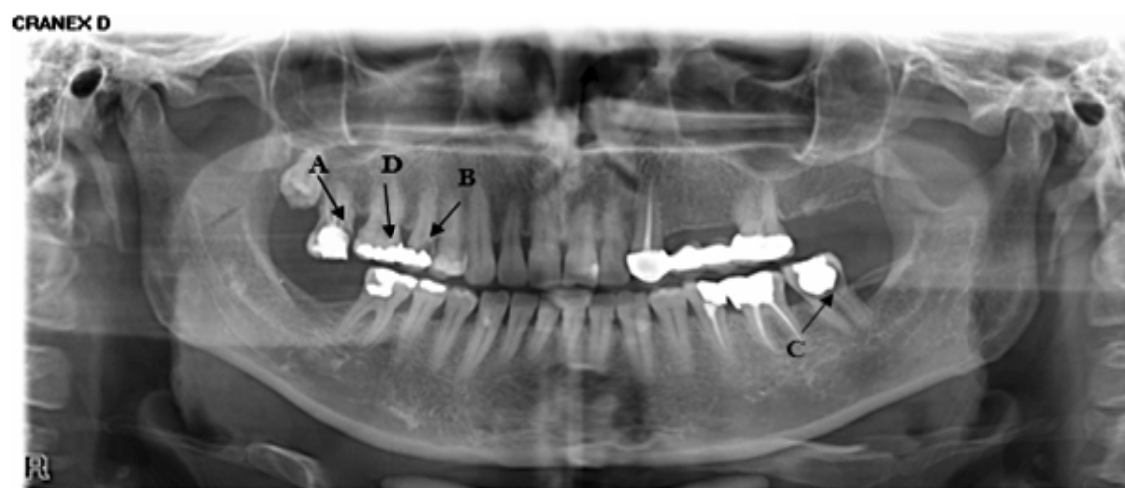
بایستی پیش‌پردازش‌هایی بر روی آنها صورت گیرد که در فصل سوم روش اصلاح گاما به منظور رفع مشکلات مربوط به روشنایی پیشنهاد شد.

روش اصلاح گاما علاوه بر حل مشکلات مربوط به روشنایی تصویر، باعث وضوح بیشتر نواحی رادیولو سنت شده و انتخاب سطح آستانه و در نتیجه تشخیص پوسیدگی‌ها را آسانتر می‌کند. اثر دیگری که اصلاح گاما بر روی تصاویر رادیوگرافی دارد این است که اثر مچ باند را نیز تا حدی در تصویر کم‌رنگ‌تر می‌کند که باعث اشتباه کمتر پزشک در تشخیص پوسیدگی می‌شود. در شکل (۴-۶) یک تصویر رادیوگرافی پانورامیک قبل و بعد از اصلاح گاما نشان داده شده که تیره‌تر شدن ناحیه رادیولو سنت مربوط به پوسیدگی ثانویه در نواحی A، B و C و همچنین کاهش ناحیه رادیولو سنت مربوط به مچ باند در ناحیه D به راحتی قابل مشاهده است.

همانطوری که اصلاح گاما بر روی تصویر تغییراتی را اعمال می‌نماید این تغییرات بر روی هیستوگرام تصویر نیز منعکس می‌شود که این امر در شکل (۴-۷) نشان داده شده است. با دقت در هیستوگرام‌های شکل (۴-۷) مشاهده می‌شود که پس از اصلاح گاما هیستوگرام دندان دارای پوسیدگی ثانویه کشیده‌تر شده است. گسترده‌تر شدن هیستوگرام باعث می‌شود که انتخاب اتوماتیک حد آستانه برای تشخیص پوسیدگی ثانویه آسانتر شود.

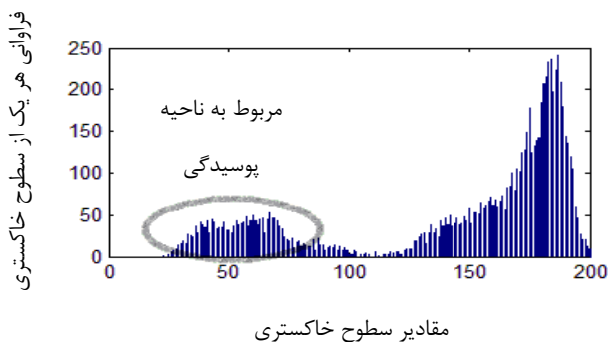
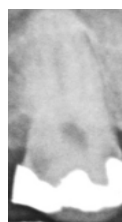


الف) تصویر رادیوگرافی دارای پوسیدگی در نواحی A ، B و C و وجود نواحی رادیولوسنت

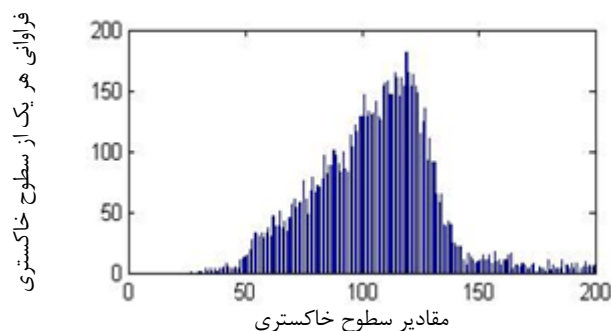
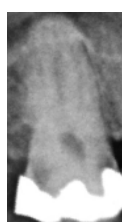


ب) اثر اصلاح گاما بر روی یک تصویر رادیوگرافی و افزایش وضوح ناحیه رادیولوسنت و کاهش مچ باند

شکل (۶-۴): نمونه ای از یک تصویر پانورامیک قبل و بعد از اصلاح گاما



الف) دندان ترمیمی پوسیده و هیستوگرام منظر



ب) هیستوگرام دندان ترمیمی پوسیده شکل (۴-۶) الف) پس از اصلاح گاما

شکل (۴-۷): هیستوگرام دندان ترمیمی پوسیده قبل و بعد از اصلاح گاما

پس از بهبود کیفیت تصاویر با استفاده از اصلاح گاما، روش ارائه شده در بخش (۴-۳) بر روی داده-های این پایان نامه اعمال شده و نتایج حاصل در جدول (۴-۲) آورده شده است.

جدول (۴-۲): مقادیر GDR و FDR در تشخیص پوسیدگی با روش ارائه شده برای مقادیر مختلف سطوح آستانه پس از اصلاح گاما

سطح خاکستری آستانه	مساحت زیر نمودار آستانه	مثبت واقعی (TP)	مثبت کاذب (FP)	منفی واقعی (TN)	دقت تشخیص (%)	مقدار خطا (%)
۵۰	۱	۲۲	۲	۶۰	۸۲	۱۸
۵۵	۲	۲۲	۴	۵۰	۷۲	۳۲
۸۰	۱۴	۱۸	۸	۵۰	۶۸	۳۲
۸۵	۱۵	۱۶	۱۰	۵۴	۷۰	۳۰

با مقایسه جدول (۴-۱) و جدول (۴-۲) و دقت در جدول (۴-۲) مشاهده می‌شود که دقت تشخیص روش ارائه شده پس از بهبود کیفیت تصویر با استفاده از روش اصلاح گاما ۱۰٪ افزایش یافته و به ۸۲٪ می‌رسد که بیانگر مفید بودن این روش برای تشخیص پوسیدگی است.

۴-۶- نتیجه گیری

در این فصل روشی برای تشخیص پوسیدگی ثانویه و مچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان ارائه شده است که در آن برای تشخیص پوسیدگی از هیستوگرام تجمعی و برای تشخیص مچ باند از تبدیل لاپلاس استفاده شده است. این روش بر روی تصویر رادیوگرافی ۱۰۰ دندان ترمیمی انجام شده و دقت آن برای تشخیص پوسیدگی ثانویه ۷۲٪ و برای تشخیص مچ باند ۷۸٪ است.

برای بهبود دقت تشخیص روش ارائه شده، پیش‌پردازشی با استفاده از اصلاح گاما بر روی تصاویر انجام می‌شود که در اثر آن نواحی رادیولوسنت مربوط به پوسیدگی واضحتر و نواحی رادیولوسنت دندان‌های دارای مچ باند نامحسوس‌تر می‌شود. سپس روش ارائه شده بر روی تصاویر بهبود یافته انجام شده و مشاهده می‌شود که دقت تشخیص پوسیدگی به ۸۲٪ افزایش یافته و همچنین اشتباه دندانپزشک به دلیل کاهش تعداد دندان‌های دارای مچ باند کمتر می‌شود.

با توجه به مطالب گفته شده و نتایج حاصل از اعمال روش ارائه شده در این فصل می‌توان گفت که روش ارائه شده دارای دقت تشخیص قابل توجهی در تشخیص پوسیدگی‌های ثانویه و مچ باند بوده و در کارهای آتی سعی می‌شود که دقت تشخیص افزایش یابد.

فصل ۵:

نتیجه‌گیری و پیشنهادات برای کارهای آینده

این فصل به بررسی نتایج حاصل از روش ارائه شده در پایان نامه پرداخته و در ادامه پیشنهاداتی را برای کارهای آینده ارائه می‌نماید.

۵-۱- نتیجه گیری

با بررسی‌هایی که انجام شده است تاکنون هیچ کاری در زمینه تشخیص مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان انجام نشده است لذا موضوع این پایان نامه موضوع کاملاً جدیدی بوده و امکان هیچ نوع مقایسه‌ای وجود ندارد. در این پایان نامه روشی برای شناسایی اثر مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان ارائه شده است. از آنجایی که این پدیده باعث تشخیص اشتباه پزشک شده و باعث وارد آمدن آسیب به دندان بیمار می‌شود بنابراین ضرورت ارائه روشی برای شناسایی این خطای نوری از پوسیدگی‌های واقعی احساس می‌شود.

در این پایان نامه یک روش دو مرحله‌ای برای تشخیص مَچ باند در تصاویر رادیوگرافی دندان ارائه شده است که مرحله اول شامل تشخیص دندانهای دارای پوسیدگی بوده و برای تشخیص پوسیدگی‌های ثانویه از هیستوگرام تصویر استفاده می‌نماید زیرا نواحی رادیولوسنت موجود در دندانهای پوسیده در هیستوگرام تصویر نیز منعکس شده و با استفاده از این ویژگی می‌توان دندانهای دارای پوسیدگی ثانویه را تشخیص داد. در مرحله دوم دندانهایی که در مرحله اول پوسیده تشخیص داده شده اند کنار گذاشته شده دندانهای دارای اثر مَچ باند تشخیص داده می‌شوند. برای تشخیص مَچ باند از هیستوگرام تبدیل لاپلاس استفاده می‌شود زیرا مَچ باند به دلیل اختلاف میزان روشنایی بین دو ناحیه رخ داده و با محاسبه میزان اختلاف روشنایی دو ناحیه و اعمال یک حد آستانه بر میزان این اختلاف می‌توان دندانهای دارای اثر مَچ باند را تشخیص داد.

روش ارائه شده در این پایان نامه بر روی ۱۰۰ تصویر دندان ترمیمی اعمال شده و میزان تشخیص پوسیدگی ثانویه در بهترین حالت ۸۲٪ و میزان تشخیص پوسیدگی ۷۸٪ می‌باشد. همچنین برای تشخیص آسانتر و بهتر پوسیدگی‌ها پیش‌پردازشی بر روی تصاویر انجام می‌شود که علاوه بر افزایش دقت تشخیص پوسیدگی‌های ثانویه، باعث کاهش اثر مَچ باند می‌شود.

نتایج حاصل از این پایان نامه نشان می‌دهد که ویژگی ارائه شده در هر دو مرحله دارای دقت تشخیصی مناسبی بوده و پیش‌پردازش انجام شده می‌تواند این میزان تشخیص را افزایش دهد.

۵-۲- پیشنهادات برای کارهای آینده

۱. روش ارائه شده در این پایان نامه بر روی تصویر دندان‌های ترمیمی انجام شده است که بصورت دستی از تصویر پانورامیک جدا شده‌اند بنابراین ممکن است از دقت نسبتاً کمتری نسبت به روش‌های اتوماتیک برخوردار باشد براین اساس در کارهای آینده سعی می‌شود تا جداکردن تصاویر بصورت اتوماتیک جدا شود.
۲. انتخاب اتوماتیک حد استانه با استفاده از ابزارهای شبکه عصبی
۳. استفاده از پیش‌پردازش‌هایی که دقت تشخیص را تا حد بالاتری افزایش دهند
۴. انجام روش ارائه شده بر روی پایگاه داده‌ای با تصاویر بیشتر

منابع و مراجع

- [1] B. Gottlieb, 1944, "Dental caries", *Journal of Dental Research*, 23: 141-150
- [2] André V. Ritter, 2006, "Dental caries", *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry (JERD)*, 16, 1:76
- [3] D.W. Banting, 2001, "Diagnosis of Root Caries", *NIH Consensus Development Conference on Diagnosis and Management of Dental Caries throughout Life*, pp.53-55
- [4] Edwina A. M. Kidd, B.D.S, Ph.D, et.al, 2001, "Diagnosis of Secondary Caries", *Journal of Dental Education*, 65, 10:997-1000
- [5] D.J.Disantis, 1986 "Early American radiology: The Pioneer Years", *AJR* 147:850-853
- [6] Stuart C. White, M. J. Pharoah, 2009, " *Oral radiology: principles and interpretation*", 6th edition, Mosby/Elsevier
- [7] M. Koerner, C.H. Weber, S.Wirth, et.al, "Advances in DigitalRadiography: Physical Principles and System Overview", *RadioGraphics* 2007, 27, 3:675-686.
- [8] Eagleman, D.M, 2001, "Visual Illusions and Neurobiology", *Nature Reviews Neuroscience*, 2, 12: 920-926
- [9] Changizi, A.Mark, 2008, " Perceiving the Present and a Systematization of Illusions". *Cognitive Science* 32, 3: 459-503.
- [10] D. Purves, M.S .Williams, S .Nundy, R.B. Lotto, 2004, " *Perceiving the intensity of light*", *Psychological Review*, 111: 142-158.
- [11] Olaf E. Langland, Robert P. Langlais, John W. Preece, 2002, " *Principle of Dental Imaging*", 2th edition, Lippincott Williams & Wilkins, pp. 239-247
- [12] R.C. Gonzalez and R.E. Woods, 2002, " *Digital Image Processing*", Prentice Hall
- [13] B.Jähne, 2005, " *Digital image processing*, Springer
- [14] R.C.C. Dong-U Lee Cheung, J.D. Villasenor, 2007, "A Flexible Architecture for Precise Gamma Correction", *Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, vol. 15, pp. 474-478, *IEEE Transactions on*, San Francisco, CA, USA,
- [15] M.FarshbafDoustar, H.Hassanpour, 2010, "A Locally-Adaptive Approach For Image Gamma Correction", *10th International Conference on Information Sciences, Signal Processing and their Applications (ISSPA2010)*, pp. 73-76.
- [16] N. Moroney, P. Alto, 2000, "Local Color Correction Using Non-Linear Masking", *IS & T/SID Eighth Color Imaging Confrance*, pp. 108-111.

[17] Y. Shi, J. Yang, R. Wu, 2007, "Reducing Illumination Based on Nonlinear Gamma Correction", *ICIP, San Antonio*, vol. 1, pp. 529-539.

[18] A. McAndrew, 2004, "An Introduction to Digital Image Processing with Matlab", School of Computer Science and Mathematics Victoria University of Technology

[19] P. Perona, J. Malik, 1987, "Scale-space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion", *IEEE Computer Society Workshop on Computer Vision*, pp. 16-27

[20] P. Perona, J. Malik, 1990, "Scale-space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 12, no. 7, pp. 629-639

[21] S. K. Weeratunga, C. Kamath, 2003, "A Comparison of PDE-based Non-Linear Anisotropic Diffusion Techniques for Image Denoising", *Image Processing: Algorithms and Systems II, SPIE Electronic Imaging, Santa Clara, US*

[۲۲] حمید حسن پور و محسن نیک پور، ۱۳۸۷، "استفاده از ضریب انتشار تطبیقی برای حذف نویز تصاویر با استفاده از معادلات مشتقات جزئی"، نشریه مهندسی برق و مهندسی کامپیوتر ایران، سال ۶، شماره ۴

[23] S. BrentDove, D.D.S, M.S, 2001, "Radiographic Diagnosis of Dental Caries", *Journal of Dental Education*; 65(10): 985

[24] R.H.Daffner, 1997, "Pseudofracture of the Dens: Mach Bands", *American Journal of Roentgenol*, 128,607-612

[25] XQ.Shi, G.Li, 2009, "Detection Accuracy of Approximal Caries by Black-and-White and Color-Coded Digital Radiographs", *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107,3, 433-436

[26] W. T. Welford, 1968, "The Visual Mach Effect", *Physics Education*, Vol. 3

[27] D. Sagi, S. Hochstein, 1985, "Lateral Inhibition between Spatially Adjacent Spatial-Frequency Channels?" *Perception & Psychophysics*, 37, 4, 315-322

[28] D. MacDonald, 2011, "Oral and Maxillofacial Radiology: A Diagnostic Approach", Wiley-Blackwell, pp.16-18

Abstract

In dentistry science, dental caries are classified in two categories: primary caries and secondary caries. Primary caries are visible by naked eye and does not require special instruments. But since the secondary caries occur below the restored teeth and is not visible by naked eye therefore to diagnose secondary caries dental radiography images are used.

In dental radiography images, secondary caries are seen as radiolucent (dark) areas. Decay because of the loss of minerals from tooth cause discoloration of enamel. In this images, besides caries there are other areas seen as radiolucent which are not caries but related to an optical illusion that called Mach band effect. This illusion occurs due to differences in the brightness of the two areas in the images. In restored teeth in the radiography images, differences in the brightness of enamel and restored area, cause to this illusion occurrence. Secondary caries because of similarities with the Mach band of the radiolucent area, the dentist may be wrong and diagnose teeth with mach band as secondary caries and damage to the patient's teeth. Therefore it is necessary to provide an accurate method to Mach band detection.

In this thesis a two-stage method for diagnosis of Mach band in dental radiography images is proposed that the first step involves separating the teeth with secondary caries. The gray level of radiolucent areas in radiography images is reflected in the histogram. So by selecting a threshold on the area under the cumulative frequency diagram of histogram, teeth with secondary caries are diagnosed. In second step the teeth with Mach band are diagnosed. Since Mach band effect occurs due to differences in the brightness of the two areas in the images and depends on the brightness difference, at first by Laplace operator the difference of intensities are calculated and then by selecting a threshold on histogram of Laplace transform of image, teeth with mach band are diagnosed.

The proposed method has been carried out on 100 restored teeth images and results indicate that the proposed method has 82% accuracy rate in secondary caries diagnosis and 78% in Mach band detection

Keywords

Mach band, Secondary caries, Radiolcent area, Radiography images, Laplace transform



Shahrood University of Technology

Faculty of Computer and IT Engineering

Mach Band Detection in Dental Radiography Images

Ahmad Sadeghi Qaramaleki

Supervisor:

Dr. Hamid Hassanpour

Associate supervisor:

Dr. Ehsan.Moudi

September 2011