

# بهبود تخمین سن از تصاویر پانورامیک دندان مبتنی بر اصلاح کنتراست تصویر با روش آنتروپی مکانی

معصومه محسنی، حسین منتظری کردی و مهدی ازوجی

است که در ارتباط با تشخیص سن افراد و احراز هویت کار می‌کند. دلایل مختلفی وجود دارد که باعث می‌شود تخمین سن در انسان‌ها صورت گیرد. تشخیص سن برای قربانیان حوادث ناگوار مانند آتش‌سوزی، سقوط، تصادف، قتل و غیره صورت می‌گیرد. زیرا در این موارد هویت فرد از روی ظاهر قابل تشخیص نیست. تشخیص سن در کودکان علاوه بر مواردی که ذکر شد، برای تعیین سن پاسخگویی به جرم در مواردی مانند ازدواج، فرزندخواندگی، استخدام و مهاجرت غیر قانونی صورت می‌گیرد [۱]. تشخیص سن زمانی صورت می‌گیرد که شناسنامه در دسترس نبوده و مدارکش دارای نقص است یا صحت اطلاعات شناسنامه مورد شک است. برای مثال، از جمله مشکلاتی که در مسابقات ورزشی وجود دارد، مسئله صغر سنی است. برخی ورزشکاران با تغییر سن واقعی خود، دواطلب شرکت در رده‌ای سنی هستند که مطابقت با سن واقعی آنها ندارد.

تصاویر رادیوگرافی دندان پیچیده‌اند و دلیل این پیچیدگی، وجود انواع مختلف دندان اعم از پیش، نیش و آسیاب است. این دندان‌ها، الگوی رشد متفاوتی در سن‌های مختلف دارند و ممکن است در طول زمان از دست برود یا پر شود. همین‌طور وضوح تصاویر رادیوگرافی دندان، به دلیل دستگاه و نوع تصویربرداری و نویز، پایین است. مجموعه‌ای از این عوامل کار تشخیص سن را برای دندان‌پزشک دشوار می‌سازد. به همین دلیل سامانه‌های تشخیص کمک کامپیوتری<sup>۲</sup> (CAD) با تحلیل رادیوگراف‌های دندان ارائه می‌شود که روشی مناسب برای کمک به دندان‌پزشکان قانونی در تخمین سن از نظر دقت و زمان است.

روش‌هایی که برای تشخیص سن از طریق دندان وجود دارد، به دو دسته کلی تقسیم می‌شود. دسته اول، روش‌هایی هستند که از جداول از پیش تعیین شده برای تشخیص سن استفاده می‌کنند. در این گونه روش‌ها، روند رشد دندان‌ها با این جداول مقایسه شده و تطبیق داده می‌شود. روش‌هایی مانند دیمرجیان<sup>۳</sup>، موریس<sup>۴</sup> و نولا<sup>۵</sup> از این دسته‌اند. در دسته دوم، ویژگی‌هایی از دندان استخراج می‌شود. با استفاده از این ویژگی‌ها و ضابطه‌ای خاص، سن تخمین زده می‌شود [۱]. روش کمبریج<sup>۶</sup> در این دسته جای می‌گیرد [۲]. در مقاله حاضر از روش کمبریج در تخمین سن از رادیوگراف دندان استفاده می‌شود.

رادیوگراف‌ها عکس‌های رادیولوژی هستند که از دندان‌ها گرفته

چکیده: در دندان‌پزشکی قانونی، تخمین سن با استفاده از رادیوگراف دندان صورت می‌گیرد. هدف ما، خودکار کردن این مراحل با استفاده از پردازش تصویر و تکنیک‌های تشخیص الگو است. با داشتن رادیوگراف دندان، کانتور استخراج شده و ویژگی‌هایی مانند عرض اپکس (apex) و طول دندان از آن استخراج می‌شود که در تخمین سن مورد استفاده قرار می‌گیرد. افزایش بهینه وضوح تصاویر رادیوگرافی، مرحله مهمی در استخراج کانتور و تخمین سن است. در این مقاله، هدف بهبود وضوح تصویر به منظور استخراج ناحیه مناسب و قطعه‌بندی مناسب دندان است که در نتیجه منجر به تخمین سن بهتری می‌شود. در این مدل، به دلیل پایین بودن وضوح تصاویر رادیوگراف، به منظور افزایش دقت استخراج ناحیه مورد نظر هر دندان (ROI)، وضوح تصویر با استفاده از آنتروپی مکانی که مبتنی بر توزیع مکانی شدت روشنایی پیکسل‌هاست، به همراه روش‌های افزایش وضوح دیگر مانند هرم‌های لاپلاسی، افزایش می‌یابد. افزایش وضوح تصویر، منجر به استخراج ROI مناسب و حذف نواحی ناخواسته می‌شود. پایگاه داده مورد استفاده در این پژوهش، ۱۵۴ رادیوگراف پانورامیک نوجوانان است که ۷۳ نفر آن مرد و ۸۱ نفر آن زن هستند. این پایگاه داده از دانشگاه علوم پزشکی بابل تهیه شده است. نتایج نشان می‌دهد با استفاده از روش‌های قطعه‌بندی دندان ثابت و فقط با اعمال روش پیشنهادی مؤثر در بهبود وضوح تصویر، استخراج ROI مناسب از ۶۶٪ به ۷۸٪ افزایش یافت که بهبود خوبی را نشان می‌دهد. سپس ROI استخراج شده، تحویل بلوک قطعه‌بندی و استخراج کانتور می‌شود و پس از استخراج کانتور، تخمین سن صورت می‌گیرد. تخمین سن صورت گرفته با استفاده از روش پیشنهادی، در مقایسه با روشی که از الگوریتم پیشنهادی در افزایش وضوح تصویر استفاده نمی‌کند، به مقدار تخمین دستی سن نزدیک‌تر است.

کلیدواژه: بهبود وضوح تصویر، قطعه‌بندی دندان، پردازش تصویر، تخمین سن، رادیوگراف دندان.

## ۱- مقدمه

موضوع پژوهش حاضر، اتوماتیک کردن مراحل تخمین سن در دندان‌پزشکی قانونی<sup>۱</sup> است. دندان‌پزشکی قانونی، بخشی از پزشکی قانونی

این مقاله در تاریخ ۹ شهریور ماه ۱۳۹۹ دریافت و در تاریخ ۴ فروردین ماه ۱۴۰۰ بازنگری شد.

معصومه محسنی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، ایران، (email: mohseni@stu.nit.ac.ir).

حسین منتظری کردی (نویسنده مسئول)، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، ایران، (email: hmontazery@nit.ac.ir).

مهدی ازوجی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، ایران، (email: mezoji@nit.ac.ir).

1. Forensic Dentistry

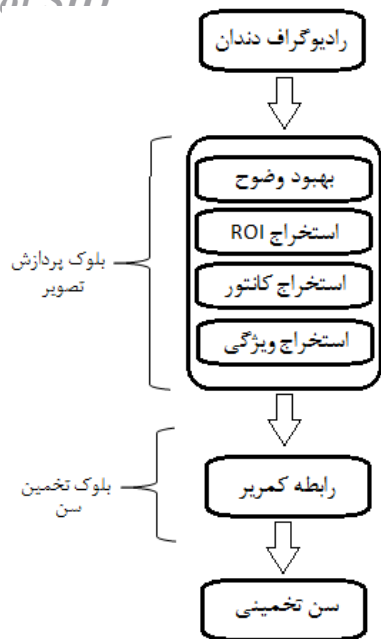
2. Computer Aided Detection

3. Demirjian

4. Moorees

5. Nolla

6. Cameriere



شکل ۲: بلوک دیاگرام تخمین سن از تصاویر رادیوگرافی.

را به دست می‌آورد. در این مرجع از کانتور فعال، بدون در نظر گرفتن ویژگی لبها برای به دست آوردن کانتور دندان استفاده شده است.

در [۱۸]، ابتدا رادیوگرافها طبقه‌بندی شده و رادیوگراف بایت‌وینگ تشخیص داده می‌شود. پس از بهبود وضوح تصویر، طبقه‌بندی دندانها با استفاده از افکنش جمعی، طبقه‌بند بیز و کانتور فعال صورت می‌گیرد. در [۱۹] همانند مرجع قبلی از طبقه‌بند بیز برای طبقه‌بندی استفاده می‌شود اما از ویژگی‌های متفاوتی نسبت به قبلی استفاده شده است. همچنین منطق فازی برای بهبود وضوح تصویر و ریخت‌شناسی<sup>۷</sup> نیز برای طبقه‌بندی مورد استفاده قرار گرفته است [۱۴] و [۱۹].

در [۲۰] برای بهبود وضوح تصویر و ورودی منطق فازی از خصوصیات بافت دندان استفاده شده است. در [۲۱] روشی بر اساس هوش ازدحامی<sup>۸</sup> و مدل خودکار سلولی<sup>۹</sup> و رفتار محلی نماینده‌ها ابداع شده است. در [۲۲] برای تعیین هویت افراد از شکل پرشدگی دندان استفاده شده و برای همین پرشدگی دندانها نیز در این مرجع طبقه‌بندی می‌شود. مرجع [۲۳] برای پیدا کردن بهتر کانتور دندان از انباشت PCA گابور<sup>۱۰</sup> برای یافتن زاویه دندان در رادیوگراف استفاده کرده است. مرجع [۲۴] ابتدا فکها را جدا کرده و برای جداسازی دندانها از افکنش جمعی عمودی استفاده می‌کند. در این پژوهش، طبقه‌بندی بر اساس تحلیل مشخصه‌های محلی<sup>۱۱</sup> صورت گرفته است. همچنین دنبال کردن مرز به روش مار [۲۵] خوشه‌بندی فازی شبه نظارت شده [۲۶] مجموعه سطح منحنی سراسری و تبدیل رادون [۲۷] نمونه روشهایی هستند که در استخراج کانتور<sup>۱۲</sup> دندان و تحلیل تصاویر رادیوگرافی مورد استفاده قرار گرفته است.

اکثر مراجع از روشهای پایه و کلاسیک مانند فیلترهای رفع نویز و تیزکننده به بهبود وضوح تصویر پرداخته‌اند [۲۸]. به طور کلی، هدف اکثر



شکل ۱: رادیوگراف پانورامیک.

می‌شود. رادیوگرافهای پانورامیک<sup>۱</sup>، بایت‌وینگ<sup>۲</sup> و پری‌اپیکال<sup>۳</sup> از پرکاربردترین رادیوگرافهای مورد استفاده در دندانپزشکی هستند. در این پژوهش از رادیوگراف پانورامیک برای طبقه‌بندی دندان و تخمین سن استفاده شده است. زیرا برای تخمین سن به هفت دندان سمت چپ فک پایین نیاز است [۲] و رادیوگراف پانورامیک یک عکس کلی از تمام دندانها می‌باشد. شکل ۱ نمونه‌ای از تصویر رادیوگراف پانورامیک را نشان می‌دهد. سامانه کمک کامپیوتری در دو مرحله پردازش تصویر و تخمین سن کار می‌کند. مرحله پردازش تصویر، خود شامل چهار مرحله است که این مراحل در بلوک دیاگرام شکل ۲ نشان داده شده است. مقاله حاضر روشی برای بهبود وضوح تصاویر رادیوگراف ارائه داده که منجر به استخراج ROI<sup>۴</sup> مناسب و در نتیجه تخمین سن می‌شود.

پژوهش‌های زیادی در سالهای اخیر در رابطه با طبقه‌بندی دندان صورت گرفته که اکثر این پژوهشها بر روی رادیوگراف بایت‌وینگ و به منظور تعیین هویت افراد بوده است.

به طور کلی، پژوهش‌های انجام‌شده در حوزه طبقه‌بندی دندان به ۴ دسته کلی تقسیم می‌شوند: روشهای مبتنی بر ناحیه [۳]، روشهای مبتنی بر آستانه [۴] تا [۶]، روشهای مبتنی بر مرز [۷] تا [۹] و روشهای مبتنی بر خوشه‌بندی [۱۰] و [۱۱]. در ادامه، برخی از این پژوهشها که نتایج خوبی در زمینه طبقه‌بندی داشته‌اند آورده شده است.

مرجع [۱۲] که جزو اولین کارهای انجام‌شده در این حوزه است، از روش افکنش جمعی<sup>۵</sup> افقی و عمودی و خوشه‌بند بیز برای طبقه‌بندی تصویر استفاده کرده است. این روش به عنوان یک روش پایه در طبقه‌بندی در پژوهش حاضر مورد استفاده قرار گرفته است. مرجع [۱۳] با استفاده از آستانه‌گذاریهای متفاوت، تصویر را دودویی می‌کند. با استفاده از کمینه‌های افکنش جمعی افقی و افکنش جمعی عمودی به ترتیب، مرز بین فکها و دندانها تعیین می‌شود. این روش دارای ضعفهایی است که در [۱۴] بهبود داده شده است. از جمله این ضعفها می‌توان به احتمال تشخیص ندادن برخی دندانها و کندبودن الگوریتم اشاره کرد. مرجع [۱۵] از پیش‌پردازش [۱۳] و از Seam Carving برای طبقه‌بندی استفاده کرده است. مرجع [۱۶] یکی دیگر از پژوهش‌های انجام‌شده در این زمینه است. در این مرجع برای به دست آوردن شماره دندان، دندانهای تک‌ریشه و دوریشه را جدا کرده و پالپ دندان<sup>۶</sup> را نیز طبقه‌بندی می‌کند. مرجع [۱۷] روشی را ارائه می‌دهد که دندان قبلاً از رادیوگراف جدا شده و فقط مرز آن

7. Morphology
8. Swarm Intelligence
9. Cellular Automata
10. PCA-Stacked Gabor
11. Local Singularity Analysis
12. Contour

1. Panoramic
2. Bitewing
3. Priapical
4. Region of Interest
5. Integral Projection
6. Pulp

## ۱-۲ بهبود وضوح تصویر

در این بخش به معرفی روش پیشنهادی می‌پردازیم که با استفاده از آن، وضوح تصاویر رادیوگراف را افزایش داده‌ایم. تأثیر این افزایش وضوح را در بخش‌های بعدی خواهیم دید.

در مواردی که یک تصویر رادیوگراف، حاوی یک جفت دندان دارای انسداد و ناهموار است (به عنوان مثال، شدت روشنایی فک فوقانی بیشتر از فک تحتانی یا بالعکس است)، افکنش جمعی افقی آن در محل شکاف بین فک‌های فوقانی و تحتانی ممکن است دره مناسب را با حداقل مقدار تشکیل ندهد. بنابراین ممکن است فک بالا به طور نادرست از فک پایین جدا شود. به طور مشابه، اگر شدت روشنایی از سمت چپ به سمت راست تصویر تغییر کند یا برعکس، افکنش جمعی عمودی ممکن است در محل شکاف بین دندان‌های همسایه که در نزدیکی محل تغییرات شدت آن قرار دارد، دره ایجاد نکند. از این رو، برخی از خطوط جداکننده دندان ممکن است به درستی در جای خود قرار نگیرند. مشکل قرارنگرفتن دره در جای صحیح خود در افکنش جمعی، برای تصاویر با کنتراست کم نیز رخ می‌دهد. به منظور کاهش چنین مشکلی، ما قبل از جداسازی دندان، تصویر را بهبود می‌دهیم. برای هدف جداسازی دندان، تصاویر بهتر است به گونه‌ای باشند که شدت روشنایی نواحی دندان بسیار بیشتر از بقیه تصویر باشد و شدت بقیه تصویر تقریباً به همان اندازه تاریک باشد.

تمرکز اصلی پژوهش حاضر در ارائه روشی ترکیبی در بهبود وضوح تصویر است. ابتدا تصویر با استفاده از روش مطرح‌شده در [۳۰] که مبتنی بر هرم‌های لاپلاسی است، بهبود داده شده است. تصویر حاصل، بهبود خوبی را در وضوح و تمایز بین مناطق دندان و لثه ایجاد می‌کند. اما در برخی از تصاویر رادیوگراف، نیاز به پردازش بیشتری برای جداسازی فک و دندان‌ها هستیم. برای استخراج کانتور، هرچه تصویر تیزتر با تباین بالاتر باشد، الگوریتم‌های استخراج کانتور نتایج بهتری را ارائه می‌دهند. از این رو با توجه به ماهیت تصاویر رادیوگراف، از روش نوین دیگری برای بهبود وضوح تصویر استفاده شده است که تمایز تصویر ورودی را با استفاده از اطلاعات مکانی پیکسل‌ها بهبود می‌بخشد. پس از اعمال هرم‌های لاپلاسی، از روش آنتروپی مکانی برای وضوح تصویر استفاده می‌شود [۲۹]. روش آنتروپی مکانی بر روی تصاویر غیر رادیوگرافی بهبود خوبی را حاصل می‌کند و منجر به افزایش تباین تصویر و تیزتر شدن لبه‌های دندان می‌گردد. ما در این پژوهش، ابتدا تصاویر را با استفاده از روش هرم‌های لاپلاسی بهبود داده‌ایم و سپس تصویر حاصل با استفاده از روش آنتروپی مکانی مجدد بهبود داده می‌شود. نتایج نشان می‌دهد تصویر منتج از این الگوریتم بهبود وضوح و نتیجه بهتری را در استخراج ROI و در نتیجه تخمین سن خواهد داشت. در بخش‌های بعدی روش‌های هرم‌های لاپلاسی و آنتروپی مکانی معرفی شده‌اند.

## ۱-۱-۲ هرم‌های لاپلاسی

برای بهبود وضوح در مرحله اول از روش هرم‌های لاپلاسی [۳۰] استفاده می‌شود. هرم‌های لاپلاسی یکی از بهترین روش‌های ارائه‌شده در بهبود تصاویر رادیوگراف دندان است [۳۰]. هر لایه هرم لاپلاسی به وسیله تفریق دو لایه پشت سر هم هرم گوسی محاسبه می‌شود. این فرایند را می‌توان با استفاده از معادلات زیر بیان کرد

$$X_k = \downarrow (\bar{X}_{k-1}) \quad (1)$$

$$L_k = X_{k-1} - \uparrow (X_k) \quad (2)$$



شکل ۳: بلوک دیاگرام مراحل پردازش تصویر.

پژوهش‌های انجام‌شده در حوزه قطعه‌بندی دندان، احراز هویت بوده است. تا جایی که می‌دانیم، هیچ کدام از پژوهش‌ها از قطعه‌بندی دندان به منظور تخمین سن استفاده نکرده‌اند. در این پژوهش‌ها از رادیوگراف بایت‌وینگ و پری‌اپیکال برای قطعه‌بندی دندان استفاده شده است، حال آن که برای تخمین سن، نیاز به رادیوگراف پانورامیک از دندان است که دید کلی از تمام دندان‌ها ارائه می‌دهد [۲۸]. همین طور برای تخمین سن نیاز به استخراج دقیق کانتور دندان است که هر کدام از روش‌های گفته‌شده کاستی‌هایی در این زمینه دارند. در این مقاله به ارائه روشی جدید برای بهبود وضوح تصاویر رادیوگرافی دندان پرداختیم.

در این روش از مدل آنتروپی مکانی [۲۹] به همراه روش‌های بهبود وضوح دیگر از جمله هرم‌های لاپلاسی [۳۰]، تصویر را به حدی از وضوح می‌رسانیم که نتیجه خوبی را در استخراج ROI و کانتور دندان به دنبال دارد. با استخراج مناسب ناحیه هر دندان در تصویر و استخراج مرز پالپ (محل قرارگیری ریشه در دندان) طبق رابطه ارائه‌شده در [۳۱] به تخمین سن بهتری دست خواهیم یافت.

ادامه مقاله به این نحو ساماندهی شده است: در بخش دوم، مواد و روش‌ها آورده شده که شامل روش پیشنهادی جهت بهبود وضوح تصویر، مراحل بلوک پردازش تصویر و روش کمربند در تخمین سن است. در بخش سوم، نتایج روش پیشنهادی و مقایسه آن با روش‌های دیگر آورده شده و نهایتاً در بخش آخر مقاله جمع‌بندی می‌شود.

## ۲- مواد و روش‌ها

مراحل پردازش تصویر رادیوگراف و روش‌های مورد استفاده هر مرحله در شکل ۳ آمده است. در مرحله اول، پیش‌پردازش صورت گرفته و وضوح تصویر بهبود داده می‌شود. سپس قطعه‌بندی فک بالا و پایین صورت گرفته و ناحیه هر دندان جدا می‌شود. در ادامه، مرز هر دندان استخراج شده و ویژگی هر دندان محاسبه می‌شود و نهایتاً سن تخمین زده می‌شود.

## Archive of SID

روش منجر به افزایش وضوح تصویر شده است اما هنوز لبه‌های تصویر، هموار و کنتراست تصویر پایین است.

### ۲-۱-۲ آنتروپی مکانی

این الگوریتم، روشی برای محاسبه آنتروپی مکانی پیکسل‌ها با استفاده از توزیع مکانی شدت روشنایی آنها ارائه می‌دهد [۲۹]. برای هر شدت روشنایی، توزیع مکانی متناسب با آن با استفاده از هیستوگرام مکانی تمام پیکسل‌ها با شدت روشنایی مشابه، محاسبه می‌شود. این روش، کنتراست تصویر را بهبود می‌بخشد.

فرض می‌شود که  $X = \{x(i, j) | 0 \leq i \leq H-1, 0 \leq j \leq W-1\}$  دارای ابعاد  $H \times W$  است که  $x(i, j) \in [0, Z^+]$  می‌باشد و همچنین فرض می‌کنیم که  $X$  در بازه  $[x_d, x_u]$  قرار دارد. الگوریتم بهبود تمایز مبتنی بر آنتروپی مکانی (SECE)، تصویر بهبودیافته  $Y = \{y(i, j) | 0 \leq i \leq H-1, 0 \leq j \leq W-1\}$  را ایجاد می‌کند که دارای تمایز بهتری نسبت به  $X$  است.  $Y$  در بازه  $[y_d, y_u]$  قرار دارد و  $y_d < y_u$  و  $y_d = 0$  و  $y_u = 255$  در نظر گرفته شده است.

فرض کنید در این روش  $\mathcal{X} = \{x_1, x_2, \dots, x_K\}$  مجموعه مرتب‌شده از شدت روشنایی موجود در تصویر  $X$  باشد که  $x_1 < x_2 < \dots < x_K$  و  $K$  تعداد شدت روشنایی است. هیستوگرام مکانی دوبعدی شدت روشنایی  $x_k$  روی شبکه مکانی  $X$  به صورت زیر محاسبه می‌شود

$$h_k = \{h_k(m, n) | 1 \leq m \leq M, 1 \leq n \leq N\} \quad (4)$$

در رابطه بالا،  $m, n \in Z^+$  و  $h_k(m, n) \in [0, Z^+]$  تعداد رخداد شدت روشنایی  $x_k$  در شبکه مکانی روی تصویر است. تعداد کل شبکه‌ها روی هیستوگرام دوبعدی،  $MN$  است که با استفاده از تعداد سطوح روشنایی  $K$  و نسبت  $r = M/N = H/W$  محاسبه می‌شود

$$N = \left[ \left( \frac{K}{r} \right)^{\frac{1}{r}} \right] \quad (5)$$

$$M = \left[ (Kr)^{\frac{1}{r}} \right]$$

که  $[ \cdot ]$  مقدارش را به نزدیک‌ترین عدد صحیح گرد می‌کند. با استفاده از هیستوگرام مکانی دوبعدی  $h_k$ ، اندازه آنتروپی  $S_k$  برای شدت روشنایی  $x_k$  محاسبه شده که تابع گسسته  $f_k$  از روی آن به دست می‌آید

$$S_k = - \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N h_k(m, n) \log_r(h_k(m, n)) \quad (6)$$

$$f_k = \frac{S_k}{\sum_{l=1, l \neq k}^K S_l} \quad (7)$$

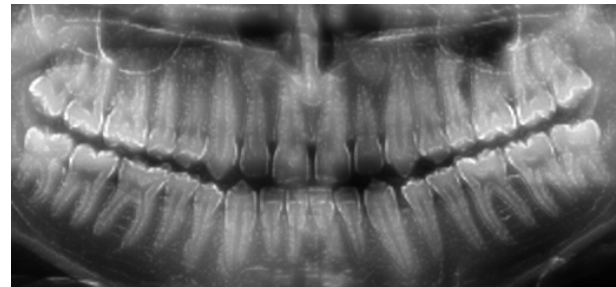
تابع گسسته  $f_k$  اهمیت شدت روشنایی  $x_k$  را نسبت به بقیه شدت روشنایی‌ها  $x_l, l \neq k, l = 1, \dots, K$  نشان می‌دهد. تابع گسسته  $f_k$  مطابق (۸) نرمالیزه شده است و در محاسبه تابع توزیع تجمعی  $F_k$  استفاده می‌شود

$$f_k \leftarrow \frac{f_k}{\sum_{l=1}^K f_l} \quad (8)$$

$$F_k = \sum_{l=1}^k f_l \quad (9)$$



(الف)



(ب)



(ج)

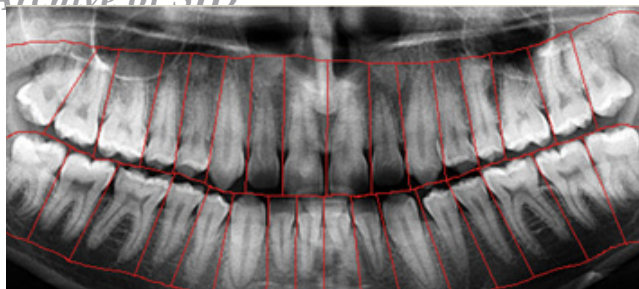
شکل ۴: (الف) تصویر اصلی، (ب) تصویر بهبود داده شده با هرم لاپلاسین و (ج) تصویر بهبود داده شده از روش قبلی و آنتروپی مکانی (دایره قرمز مشخص شده در الف و ج، بهبود کنتراست و تیزی لبه‌ها را نشان می‌دهد).

که  $\downarrow(X_k)$  و  $\uparrow(X_k)$  فرایند کاهش و افزایش نرخ نمونه‌برداری با فاکتور ۲،  $\bar{X}_k$  تصویر فیلترشده باند پایین  $X_k$  (نشان‌دهنده تصویر اصلی است) و  $L_k$  لایه هرم لاپلاسین را نشان می‌دهد. این روش شامل سه بخش اصلی است. در لایه دوم فیلتر تیزکننده<sup>۱</sup> استفاده شده است. در لایه دو تا مانده به آخر و یکی مانده به آخر فیلتر میانگین‌گیر<sup>۲</sup> به کار رفته و در لایه‌های میانی (لایه سوم تا سه تا مانده به آخر) تابع همسان‌ساز وضوح<sup>۳</sup> مورد استفاده قرار گرفته است [۱۳]. تابع همسان‌ساز وضوح، مقادیر یک لایه هرم لاپلاسین را به صورت زیر تغییر می‌دهد

$$\begin{cases} r(x) = G \cdot x \cdot \left(1 - \frac{|x|}{M}\right)^P + x, & \text{if } |x| \leq T \\ r(x) = x, & \text{elsewhere} \end{cases} \quad (3)$$

در رابطه بالا،  $T$  آستانه‌ای است که حد بالایی بهبود خطی را مشخص می‌کند و  $G$  ثابت بهبود است. متغیر  $x$  مقدار اولیه یک پیکسل در یک لایه هرم لاپلاسین است که در بازه  $[-1, 1]$  نرمالیزه می‌شود [۳۰].  $r(x)$  مقدار همان پیکسل در همان لایه هرم لاپلاسین بعد از اعمال (۳) است. توان  $P$  میزان بهبود کنتراست را هنگام بازسازی تصویر کنترل می‌کند. همان طور که در شکل ۴-ب نشان داده شده است اعمال این

1. Unsharp Masking
2. Averaging Filter
3. Contrast Equalization Function



شکل ۶: نتیجه حاصل از اعمال الگوریتم در جداسازی دندان‌ها.

**گام پنجم:** انتخاب بزرگ‌ترین خط به عنوان لبه تشخیص‌دهنده چانه و حذف قسمت‌های زیر و اطراف.

**گام ششم:** یافتن مرز بین فک‌ها با استفاده از افکنش جمعی افقی و تحلیل توزیع سطح خاکستری در نمودار.

شکل ۵ نتیجه حاصل از اعمال این الگوریتم را بر رادیوگراف که جداسازی فک بالا و پایین است، نشان می‌دهد. نتیجه حاصل از این مرحله تحویل بلوک بعدی می‌شود تا ROI استخراج شود.

## ۲-۲-۲ جداسازی ROI دندان‌ها

ناحیه مورد نظر (ROI) هر دندان جهت مرحله تخمین سن مورد نیاز می‌باشد، چرا که جداسازی مناسب مرز هر دندان منجر به تخمین بهتر پارامترهای تشخیص سن خواهد شد. مراحل مختلف روش تعیین ROI مطابق الگوریتم ۲ به قرار زیر است [۳۳].

### الگوریتم ۲

**گام اول:** مشخص کردن منحنی گذرنده از گردنه دندان (جایی که ریشه تمام می‌شود و تاج دندان شکل می‌گیرد) [۳۳].

**گام دوم:** ضرب تصویر اصلی در تصویر معکوس شده به منظور روشن شدن پیکسل‌های تاریک [۳۳].

**گام سوم:** ثبت سطح خاکستری نقاط روی مرز گردنه دندان در آرایه. قله‌های تیز در نمودار این آرایه و نقاط تیره احاطه شده توسط نقاط روشن، نشان‌دهنده مرز بین دو دندان است. به منظور انتخاب قله مناسب برای دندان قرار گرفته در مکان  $p_c$  که نشان‌دهنده شکاف بین گردنه دو دندان است، یک احتمال بیز [۳۳] برای هر نقطه روی منحنی با توجه به معادله زیر محاسبه می‌شود

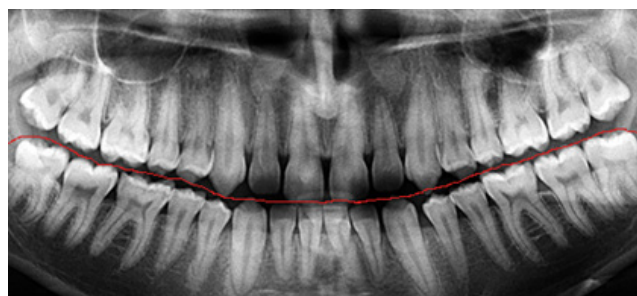
$$P(x_i, p_c) = I(x_i)G(x_i, p_c)D(x_i, p_c) \quad (11)$$

در رابطه بالا،  $I$  سطح خاکستری تصویر جدید در نقطه  $x_i$  است و  $G$  تابع گوسی گسسته می‌باشد. اگر ستون مکان آخرین شکاف محاسبه شده با مقدار میانگین عرض دندان قرار گرفته در مکان  $p_c$  جمع گردد، این تابع گوسی به دست می‌آید.

**گام چهارم:** انتخاب نقطه دوم برای مشخص کردن مرز دندان [۳۳].

**گام پنجم:** پیدا کردن خط گذرنده از نقطه اول و دوم به عنوان خط جداکننده دندان‌ها.

هر نقطه از تصویر که بین خط جداکننده فک‌ها، دو خط پیاپی جداکننده دندان و خط مشخص‌کننده ریشه است، مکان احتمالی یک دندان است که در فرایند پیدا کردن کانتور و استخراج ویژگی از آن استفاده می‌شود. نتیجه حاصل از اعمال این الگوریتم بر روی تصویر در شکل ۶ نشان داده شده است. در بخش بعدی از این ROI استفاده شده و کانتور استخراج می‌گردد.



شکل ۵: جداسازی فک بالا و پایین و حذف ناحیه‌های غیر لازم با الگوریتم ۱.

سپس با استفاده از تابع توزیع تجمعی  $F_k$ ،  $x_k$  با استفاده از (۱۰) به  $y_k$  نگاشت می‌شود

$$y_k = \lfloor F_k(y_u - y_d) + y_d \rfloor \quad (10)$$

از این الگوریتم برای بهبود تمایز تصاویر رادیوگراف دندان استفاده شده است. این روش از تابع توزیع و آنتروپی مکانی برای بهبود وضوح تصویر استفاده می‌کند. شکل ۴ نتیجه حاصل از اعمال این الگوریتم بر روی تصویر حاصل از خروجی هرم‌های لاپلاسی را نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود، اعمال الگوریتم پیشنهادی منجر به افزایش وضوح تصویر شده است. کنتراست بیشتر شده و لبه‌ها تیزتر شدند. تصویر حاصل از این مرحله، تحویل بلوک قطعه‌بندی می‌شود که در بخش‌های بعدی به آن پرداخته شده است. پس از قطعه‌بندی و استخراج ویژگی طول دندان و فاصله بین بخش‌های داخلی اپکس<sup>۱</sup> (انتهای ریشه دندان)، با استفاده از رابطه کم‌ربر سن تخمین زده می‌شود.

## ۲-۲-۲ قطعه‌بندی دندان و استخراج کانتور

در این قسمت، روش‌هایی کارا و پایه با اندکی تطبیق و محلی‌سازی برای رادیوگراف‌های پانورامیک به منظور استخراج منطقه مورد نظر دندان استفاده شده است. افزایش وضوح تصویر بر استخراج کانتور و در نتیجه بهبود تخمین سن تأثیر دارد.

### ۱-۲-۲ جداسازی فک

برای استخراج منطقه مورد نظر هر دندان، ابتدا باید فک بالا از فک پایین جدا شود. همین طور برای تخمین سن نیاز به دندان‌های فک پایین است. برای این کار از روش ارائه شده در [۱۲] استفاده شده است اما این روش، روشی نیمه خودکار است و نقطه اولیه جداسازی فک‌ها دستی انتخاب می‌شود. در این مقاله، مرز چانه با استفاده از لبه‌یاب کنی<sup>۲</sup> مشخص شده و سپس با استفاده از آن، نقطه اولیه جداسازی فک انتخاب می‌شود. مراحل مختلف جداسازی فک به شرح الگوریتم ۱ است.

### الگوریتم ۱

**گام اول:** اعمال لبه‌یاب کنی به تصویر برای تشخیص چانه.

**گام دوم:** استفاده از پنجره مناسب برای حذف لبه‌هایی که سطح خاکستری بالای آن کمتر از سطح خاکستری پایین آن است و همین طور لبه‌های با زاویه بالا.

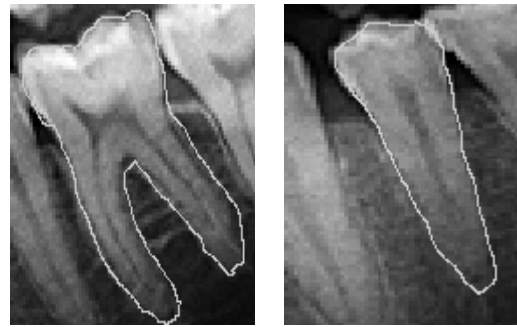
**گام سوم:** استفاده از گسترش و پیدا کردن اسکلت لبه‌های باقیمانده [۳۲].

**گام چهارم:** اعمال افکنش جمعی عمودی و پیدا کردن توان مربوط به دو کمینه و حذف آنها [۳۰].

1. Apex
2. Canny



شکل ۸: مرز پالپ در ریشه‌ها.



شکل ۷: نتیجه نهایی پیدا کردن کانتور دندان.

### ۳-۲ تخمین سن با استفاده از اپکس باز

تحقیقات زیادی پیرامون ارتباط بین سن و اندازه اپکس باز در دندان صورت گرفته است. اپکس انتهایی ریشه دندان است. یکی از این تحقیقات [۲]، این رابطه را با استفاده از رادیوگراف پانورامیک دندان ۴۵۵ کودک ایتالیایی که برای ارزیابی دیجیتالی شده‌اند، با استفاده از رگرسیون خطی تعیین کرده است. با توجه به این که روند رشد و تکامل دندان در جوامع گوناگون متفاوت است، [۳۱] رابطه ارائه شده در [۲] را برای جامعه ایرانی بهبود داده است. رابطه سن به قرار زیر است

$$Age = 11,3 - 0,301SN_v + 0,33N_v \quad (12)$$

$$- 3,27X_v + 6,5X_v - 10,1X_v + 0,35g$$

هفت دندان دایمی سمت چپ فک پایین ارزش گذاری شده‌اند.  $N_v$  تعداد دندان‌هایی است که رشد ریشه آنها تکمیل شده و انتهایی اپکس آنها نیز کاملاً بسته شده است.  $X_v$  فاصله بین بخش‌های داخلی اپکس باز برای دندان‌های با رشد ریشه غیر کامل است که برای حذف اثر بزرگنمایی، بر طول دندان تقسیم شده و  $n$  شماره دندان است. برای دندان‌های با دو ریشه، جمع فاصله‌های بین بخش‌های داخلی دو اپکس باز ارزیابی شده و بر طول دندان تقسیم می‌شود.  $S_v$  جمع اعداد نرمالیزه شده به دست آمده برای هفت دندان دایمی فک پایین سمت چپ و  $g$  متغیری است که برای پسرها برابر ۱ و برای دخترها برابر ۰ است.

### ۳- شبیه‌سازی و نتایج

پایگاه داده مورد استفاده در این پژوهش، ۱۵۴ رادیوگراف پانورامیک نوجوانان است که توسط دستگاه Soredex Cranex D گرفته شده و از دانشگاه علوم پزشکی بابل تهیه شده است. ۷۳ رادیوگراف مربوط به جنس مؤنث و ۸۱ رادیوگراف مربوط به جنس مذکر است. تصاویر این رادیوگراف‌ها، سطح خاکستری و دارای ۲۲۹۳ پیکسل عرض و ۳۲۹۲ پیکسل طول است. از بین این رادیوگراف‌ها، ۵۶ رادیوگراف دارای سن دقیق فرد هنگام عکس‌برداری هستند که در تخمین سن مورد استفاده قرار می‌گیرند.

تصاویر به دو روش بهبود یافته‌اند. تصاویر در روش اول فقط با استفاده از هرم‌های لاپلاسی و در روش دوم با استفاده از هرم‌های لاپلاسی و آنتروپی مکانی بهبود وضوح داده شده‌اند. سپس الگوریتم‌های معرفی شده در بخش‌های قبلی به منظور استخراج کانتور و ویژگی دندان، بر روی آنها اعمال شده است. نتیجه حاصل از شبیه‌سازی نشان می‌دهد که از بین ۴۱۳۱ دندان موجود در رادیوگراف‌ها، روش اول ۲۷۲۶ و روش پیشنهادی ۳۲۲۱ ROI را درست تشخیص داده‌اند. بنابراین در روش اول، ۶۶ درصد و در روش پیشنهادی، ۷۸ درصد از منطقه دندان‌ها درست استخراج شده

### ۳-۲-۲ استخراج کانتور دندان

پس از جداسازی ROI دندان‌ها باید کانتور دندان استخراج شود. کانتور هر دندان با حذف اثر دندان‌های کناری با عملگر ماسک‌گذاری به دست می‌آید که مراحل مختلف استخراج کانتور مطابق الگوریتم ۳ صورت می‌پذیرد.

#### الگوریتم ۳

**گام اول:** هموار کردن تصویر با استفاده از عملیات باز کردن<sup>۱</sup> با عنصر عملگر دیسک با شعاع ۹.

**گام دوم:** تقسیم تصویر به چهار قسمت با استفاده از آستانه‌گذاری اوتسو<sup>۲</sup> [۳۴] و انتخاب سه بخش روشن‌تر به عنوان مناطق احتمالی دندان.

**گام سوم:** استفاده از ماسک برای حذف اثر تاج دندان کناری.

**گام چهارم:** حذف اثرات باقیمانده دندان‌های کناری با استفاده از تابع فاصله و پنجره‌گذاری.

**گام پنجم:** استفاده از روش ارائه شده در [۱۲] برای استخراج مرز ریشه تا آخر به منظور استخراج اپکس.

پس از اعمال این الگوریتم کانتور دندان به دست می‌آید. کانتور برای به دست آوردن ویژگی به بلوک بعدی تحویل داده می‌شود. نتیجه حاصل از اعمال این الگوریتم در شکل ۷ نشان داده شده است.

### ۳-۲-۲ استخراج مرز پالپ و طول دندان

برای تخمین سن که در بخش بعدی توضیح داده می‌شود، نیاز به فاصله انتهایی اپکس (انتهای ریشه) و طول دندان است. ریشه دندان در ناحیه میانی دندان در منطقه‌ای به نام پالپ قرار دارد. شدت روشنایی پالپ بین شدت روشنایی دندان و پس‌زمینه قرار دارد. الگوریتم ۴ مراحل مختلف استخراج مرز پالپ و طول دندان را نشان می‌دهد. مرز پالپ استخراج شده در شکل ۸ نشان داده شده است که این نتایج تحویل بلوک تخمین سن می‌شود.

#### الگوریتم ۴

**گام اول:** اعمال آستانه‌گذاری اوتسو بر روی تصویر و حذف نقاط تیره و روشن.

**گام دوم:** نگه داشتن قسمت بالایی پالپ به دلیل دقت و استفاده از روش ارائه شده در [۱۲] و برای تشخیص ادامه پالپ.

**گام سوم:** محاسبه زاویه دندان با استفاده از چند نقطه ابتدایی و انتهایی خط کناره دندان که از کانتور استخراج شده است.

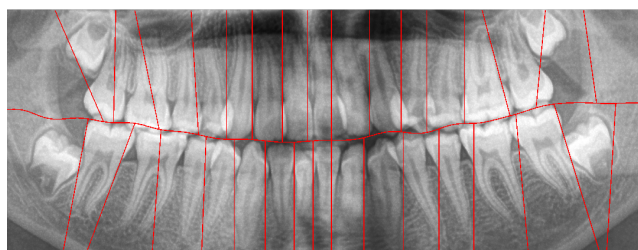
**گام چهارم:** چرخش دندان و محاسبه طول دندان.

1. Opening
2. Otsu Threshold

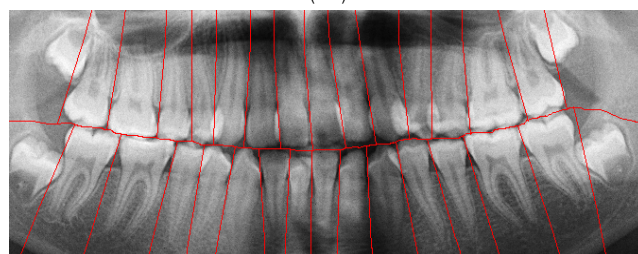
## Archive of SID

جدول ۱: مقایسه تعداد ROI های درست تخمین زده شده در روش اول (بدون آنتروپی مکانی) و روش پیشنهادی.

شماره تصویر	تعداد دندان موجود در تصویر	تعداد ROI درست تشخیص داده شده در روش اول	تعداد ROI درست تشخیص داده شده در روش دوم
۱	۳۲	۲۶	۳۰
۲	۲۸	۲۸	۲۸
۳	۲۸	۲۵	۲۶
۴	۲۷	۲۳	۲۶
۵	۳۲	۳۰	۳۲
۶	۲۸	۲۵	۲۵
۷	۳۰	۲۸	۳۰
۸	۲۸	۲۳	۲۴
۹	۲۶	۲۶	۲۶
۱۰	۳۰	۲۸	۳۰



(الف)



(ب)

شکل ۹: مقایسه استخراج ROI در روش هرمهای لاپلاسی و روش پیشنهادی، (الف) استخراج ROI از تصویر بهبود داده شده با هرمهای لاپلاسی و (ب) استخراج ROI از تصویر بهبود داده شده با روش پیشنهادی.

جدول ۲: سن واقعی و تخمینی نوجوانان (ماه/سال).

شماره عکس	سن واقعی	سن تخمینی به روش دستی	سن تخمینی با استفاده از روش اول	سن تخمینی با استفاده از روش پیشنهادی
۱	۱۰٫۷	۱۲٫۴	۹٫۹	۱۲
۲	۱۴٫۰	۱۳٫۰	۱۲٫۸	۱۲٫۸
۳	۱۴٫۷	۱۳٫۷	۱۳٫۵	۱۳٫۴
۴	۱۳٫۱۰	۱۴٫۰	۱۲٫۸	۱۳٫۷
۵	۱۱٫۸	۱۲٫۳	۱۱٫۲	۱۲٫۲
۶	۱۵٫۰	۱۳٫۱	۱۳٫۲	۱۲٫۶
۷	۱۴٫۳	۱۳٫۵	۱۳٫۶	۱۳٫۳
۸	۱۲٫۷	۱۳٫۰	۱۱٫۷	۱۲٫۶

اختلاف سن واقعی و سن تخمینی با استفاده از روش اول، ۱۲٫۷۶ ماه و با استفاده از روش پیشنهادی ۱۱٫۹۳ ماه به دست آمده و همچنین ضریب تغییرات به ترتیب ۱۹٪، ۲۷٪ و ۲۳٪ به دست آمده است. همان طور که از جدول مشاهده می شود به دلیل این که روش پیشنهادی در تعیین ROI در نتیجه کانتور دندان بهتر عمل می کند، نتیجه حاصل از تخمین سن آن به طور میانگین به روش دستی نزدیک تر است.

همه تصاویر رادیوگرافی دندان از لحاظ پیچیدگی یکسان نیستند. برخی از تصاویر، همه دندان ها را به طور کامل ندارند و برخی از تصاویر مربوط به کودکان و نوجوانانی هستند که دندان دایمی آنها زیر دندان شیری در حال رشد است. الگوریتم ارائه شده برای تصاویر با پیچیدگی بالا، هنوز دارای چالش است. شکل ۱۰ نتایج حاصل از اعمال الگوریتم پیشنهادی روی چنین رادیوگرافی را نشان می دهد. همان طور که ملاحظه می شود، اعمال الگوریتم پیشنهادی افزایش وضوح و الگوریتم های استخراج ROI، منجر به استخراج مرز درست بین دندان ها نمی شود.

#### ۴- نتیجه گیری

در این مقاله، تصاویر رادیوگرافی دندان به منظور تخمین سن مورد ارزیابی قرار گرفت. تصاویر رادیوگرافی با روشی جدید که ترکیبی از هرمهای لاپلاسی و آنتروپی مکانی است، بهبود داده شد. نتایج نشان می دهد که با بهبود مناسب وضوح تصاویر رادیوگرافی می توان ROI مناسبی از تصویر استخراج کرد که در نتیجه منجر به استخراج کانتور و

است. دندان های درست تشخیص داده نشده، شامل مناطقی است که دو دندان با هم در یک منطقه قرار گرفته است یا منطقه استخراج شده دندان، نیمه و فاقد دندان کامل است. این اتفاق در دندان های کناری و نواحی ای از تصویر رخ می دهد که کنتراست تصویر بسیار پایین است. با اعمال آنتروپی مکانی، وضوح مناطق مهم به طرز قابل توجهی افزایش پیدا کرده و مناطق استخوانی تاریک، تاریک تر و دندان های روشن، روشن تر شده است. این تابع، پالپ دندان ها را هم متمایز تر می کند که می تواند در تشخیص ضایعات این بخش دندان ارزشمند باشد. شکل سایه وار ریشه ها لبه های تیزتری به دست آورده که جداسازی دندان از استخوان را راحت تر می کند. تأثیر اصلی این تابع در متمایز کردن سطح خاکستری مناطق گوناگون (به خصوص دندان از پیش زمینه) است و بنابراین می توان گفت در قطعه بندی های بر پایه منطقه تأثیر مثبتی می گذارد. در شکل ۹ نمونه ای از بهبود استخراج ROI در روش پیشنهادی آمده است.

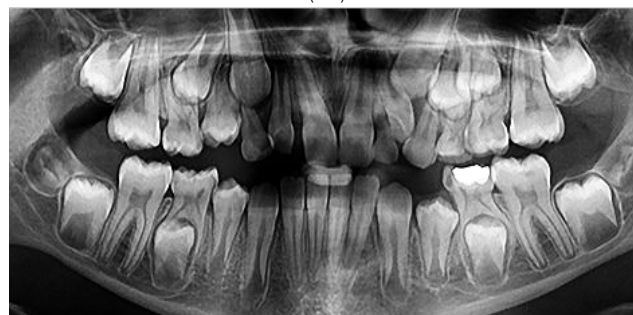
جدول ۱، نتایج حاصل از اعمال الگوریتم پیشنهادی روی رادیوگراف را نشان می دهد. به عنوان نمونه، ۱۰ رادیوگراف به صورت تصادفی انتخاب شده و تعداد ROI های درست تخمین زده شده در آنها در این جدول نشان داده شده است. ستون اول شماره رادیوگراف، ستون دوم تعداد دندان در هر رادیوگراف، ستون سوم نتیجه حاصل از روش اول است که تصویر فقط با هرمهای لاپلاسی بهبود داده می شود و ستون آخر مربوط به روش پیشنهادی است که تصویر با استفاده از هرم لاپلاسی و آنتروپی مکانی بهبود داده شده است.

پس از قطعه بندی تصاویر و استخراج مرز درست دندان، از روش کمترین [۳۱] برای تخمین سن استفاده می شود. در این روش به دو ویژگی طول دندان و فاصله بین بخش های داخلی اپکس نیاز است. برای محاسبه این دو ویژگی، از الگوریتم های مطرح شده در بخش قبلی استفاده شده است. برای تفسیر اولیه نتیجه تخمین سن به سه مقدار نیاز داریم. سن واقعی فرد، سن تخمینی به صورت دستی و سن تخمینی با استفاده از روش پیشنهادی محاسبه شده است. جدول ۲ این مقادیر را نشان می دهد. آزمایش بر روی ۵۶ رادیوگراف که سن دقیق افراد آن در دسترس بوده است، انجام شده که ۸ نمونه از آن در جدول ۱ آورده شده است. میانگین اختلاف سن واقعی و سن تخمینی به روش دستی ۱۱٫۲۱ ماه و میانگین

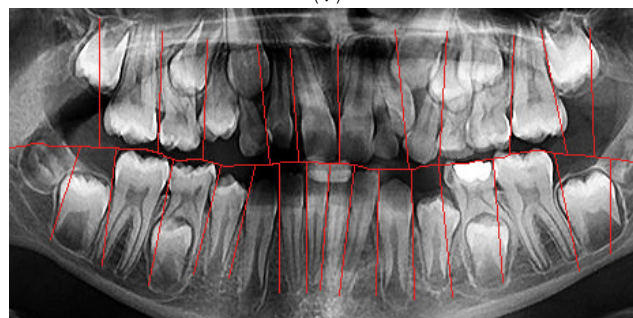
- [1] A. S. Panchbhai, "Dental radiographic indicators, a key to age estimation," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 40, no. 4, pp. 199-212, May 2011.
- [2] R. Cameriere, L. Ferrante, and M. Cingolani, "Age estimation in children by measurement of open apices in teeth," *Int. J. Legal Med.*, vol. 120, no. 1, pp. 49-52, Jan. 2006.
- [3] A. Lurie, G. M. Tosoni, J. Tsimikas, and W. Fitz, "Recursive hierarchic segmentation analysis of bone mineral density changes on digital panoramic images," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, vol. 113, no. 4, pp. 549-558, Apr. 2012.
- [4] D. Bruellmann, S. Sander, and I. Schmidtman, "The design of a fast fourier filter for enhancing diagnostically relevant structures-endodontic files," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 72, pp. 212-217, May 2016.
- [5] Y. Y. Amer and M. J. Aqel, "An efficient segmentation algorithm for panoramic dental images," *Procedia Computer Science*, vol. 65, pp. 718-725, 2015.
- [6] S. Tikhe, A. Naik, S. Bhide, T. Saravanan, and K. Kaliyapurthi, "Algorithm to identify enamel caries and interproximal caries using dental digital radiographs," in *Proc. Int. Advanced Computing Conf., IACC'16*, pp. 225-228, Bhimavaram, India, 27-28 Feb. 2016.
- [7] M. M. Hasan, R. Hassan, and W. Ismail, "Automatic segmentation of jaw from panoramic dental x-ray images using GVF snakes," in *Proc. World Automation Congress, WAC'16*, 6 pp., Rio Grande, PR, USA, 31 Jul.-4 Aug. 2016.
- [8] R. B. Ali, R. Ejbali, and M. Zaied, "GPU-based segmentation of dental x-ray images using active contours without," in *Proc. Int. Conf. on Intelligent Systems Design and Applications*, pp. 505-510, Marrakech, Morocco, 14-16 Dec. 2015.
- [9] J. Kaur and J. Kaur, "Dental image disease analysis using pso and backpropagation neural network classifier," *International J. of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering*, vol. 6, no. 4, pp. 158-160, Apr. 2016.
- [10] M. K. Alsmadi, "A hybrid fuzzy c-means and neutrosophic for jaw lesions segmentation," *Ain Shams Engineering J.*, vol. 9, no. 4, pp. 697-706, Dec. 2015.
- [11] L. H. Son and T. M. Tuan, "A cooperative semi-supervised fuzzy clustering framework for dental x-ray image segmentation," *Expert Systems with Applications*, vol. 46, no. C, pp. 380-393, Mar. 2016.
- [12] A. K. Jain and H. Chen, "Matching of dental x-ray images for human identification," *Pattern Recognition* vol. 37, no. 7, pp. 1519-1532, Jul. 2004.
- [13] O. Nomir and M. Abdel-Mottaleb, "A system for human identification from x-ray dental radiographs," *Pattern Recognition* vol. 38, no. 8, pp. 1295-1305, Aug. 2005.
- [14] E. H. Said, D. E. M. Nassar, G. Fahmy, and H. H. Ammar, "Teeth segmentation in digitized dental x-ray films using mathematical morphology," *IEEE Trans. Inf. Forensic Secur.*, vol. 1, no. 2, pp. 178-189, Jun. 2006.
- [15] N. Al-sherif, G. Gue, and H. H. Ammar, "A new approach to teeth segmentation," *IEEE Int. Sympo. on Multimedia*, pp. 145-148, Irvine, CA, USA, 10-12 Dec. 2012.
- [16] P. L. Lin, Y. H. Lai, and P. W. Huang, "An effective classification and numbering system for dental bitewing radiographs using teeth region and contour information," *Pattern Recognition*, vol. 43, no. 4, pp. 1380-1392, Apr. 2010.
- [17] S. Shah, A. Ross, and H. H. Ammar, "Automatic teeth segmentation using active contour without edges," in *Proc. of the Biometrics Symp.: Special Session on Research at the Biometric Consortium Conf.*, pp. 145-148, Baltimore, MD, USA, 19 Sept.-21 Aug. 2006.
- [18] J. Zhou and M. Abdel-Mottaleb, "A content-based system for human identification based on bitewing dental x-ray images," *Pattern Recognition*, vol. 38, no. 11, pp. 2132-2142, Nov. 2005.
- [19] M. A. Mahoor and M. Abdel-Mottaleb, "Classification and numbering of teeth in dental bitewing images," *Pattern Recognition*, vol. 38, no. 4, pp. 577-586, Apr. 2005.
- [20] Y. H. Lai and P. L. Lin, "Effective segmentation for dental x-ray images using texture-based fuzzy inference system," in *Proc. 10th Int. Conf. on Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems*, pp. 936-947, 20-24 Oct. 2008.
- [21] F. Keshtkar and G. Gueaieb, "Segmentation of dental radiographs using a swarm intelligence approach," in *Proc. IEEE Canadian Conf. on Electrical and Computer Engineering*, pp. 328-331, Ottawa, Canada, 7-10 May 2006.
- [22] P. L. Lin, Y. H. Lai, and P. W. Huang, "Dental biometrics: human identification based on teeth and dental works in bitewing



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۱۰: نتیجه حاصل از روش پیشنهادی در رادیوگراف پیچیده، (الف) تصویر اصلی، (ب) تصویر بهبود داده شده با روش پیشنهادی و (ج) مشخص کردن ناحیه هر دندان.

ویژگی‌های مناسب برای تخمین سن می‌شود. الگوریتم استخراج کانتور دندان بر روی ۱۵۴ رادیوگراف اعمال شد که از بین آن روش پیشنهادی در ۷۸٪ موارد موفق به یافتن ROI مناسب شده که در مقایسه با روشی که از این الگوریتم استفاده نمی‌کند، بهبود خوبی ایجاد کرده است. همین طور نشان داده شد که با استخراج ROI مناسب، کانتور دندان، بهتر استخراج شده و تخمین بهتری از سن صورت می‌گیرد.

چالش‌هایی پیش روی این تحقیق وجود دارند که از جمله آنها می‌توان به رادیوگراف‌های پیچیده مانند رادیوگراف‌هایی که دندان‌ها با هم تداخل دارند یا دندان‌های دایمی که زیر دندان شیری در حال رویش است، اشاره کرد. این گونه از تصاویر رادیوگرافی در شکل ۱۰ نشان داده شده‌اند. در این مورد الگوریتم پیشنهادی نمی‌تواند به درستی عمل کند و نتیجه مطلوبی را در استخراج ROI مناسب نخواهد داشت (شکل ۱۰-ج). پژوهش‌های آتی می‌تواند برای رفع این چالش‌ها صورت گیرد.

## ۵- سپاسگزاری

نویسندگان مقاله از سرکار خانم دکتر فریدا عابسی و همکارانش که ما را در تهیه رادیوگراف‌های دندان یاری داده‌اند، کمال امتنان و قدردانی را دارند.



[32] C. Giardina and E. Doughetr, *Morphological Methods in Image and Signal Processing*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1988.

[33] R. Wanat and D. Frejlichowsky, "A problem of automatic segmentation of digital dental panoramic x-ray images for forensic human identification," in *Proc. 16th Int. Conf.*, pp. 294-302, Ravenna, Italy, Sept. 2011.

[34] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.*, vol. 9, no. 1, pp. 62-66, Jan. 1979.

**معصومه محسنی** مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی کامپیوتر در سال ۱۳۹۰ از دانشگاه مازندران و مدرک کارشناسی ارشد را در رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک در سال ۱۳۹۲ از دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، دریافت کرده است و هم‌اکنون دانشجوی مقطع دکترای رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک در دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان، پردازش تصویر، یادگیری ماشین و شبکه‌های عصبی مصنوعی است.

**حسین منتظری کردی** مدرک کارشناسی مهندسی برق گرایش الکترونیک خود را در سال ۱۳۷۸ از دانشگاه مازندران، و مدارک کارشناسی ارشد و دکتری مهندسی پزشکی گرایش بیوالکترونیک خود را در سال‌های ۱۳۸۲ و ۱۳۸۸ به ترتیب از دانشگاه صنعتی شریف، و تربیت مدرس دریافت نمود. نام‌برده به‌عنوان عضو هیأت علمی از سال ۱۳۸۹ تا کنون در دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل مشغول به کار می‌باشد. زمینه‌های علمی مورد علاقه ایشان در حوزه تشخیص الگو، پردازش سیگنال و تصویر، مدل‌سازی سیستم‌های بیولوژیکی، و ابزار دقیق پزشکی می‌باشد.

**مهدی ازوجی** مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۸۱ از دانشگاه صنعتی شریف و مدارک کارشناسی ارشد و دکتری را به ترتیب در سال‌های ۱۳۸۳ و ۱۳۸۹ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر در رشته مهندسی برق-الکترونیک دریافت کرد. زمینه‌های مورد علاقه ایشان شامل بازشناسی آماری/ساختاری الگو، بینایی ماشین، یادگیری منیفلد و نیز علوم اعصاب‌شناختی است.

radiographs," *Pattern Recognition*, vol. 45, no. 3, pp. 934-946, Mar. 2012.

[23] P. Choorat, W. Chiracharit, and K. Chamnongthai, "A single tooth segmentation using structural orientations and statistical textures," in *Proc. the Biomedical Engineering Int. Conf.*, pp. 294-297, Chiang Mai, Thailand, 29-31 Jan., 2011.

[24] P. L. Lin, P. W. Huang, Y. S. Cho, and C. H. Kuo, "An automatic and effective tooth isolation method for dental radiographs," *Opto-Electronics Review*, vol. 21, pp. 126-136, 2013.

[25] P. L. Lin, P. Y. Huang, P. W. Huang, H. C. Hsu, and C. C. Chen, "Teeth segmentation of dental periapical radiographs based on local singularity analysis," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 113, no. 2, pp. 433-445, Feb. 2014.

[26] L. Hoang and T. Manh, "Dental segmentation from x-ray images using semi-supervised fuzzy clustering with spatial constraints," *Engineering Application of Artificial Intelligence*, vol. 59, no. C, pp. 186-195, 2017.

[27] Y. Gan, et al., "Tooth and alveolar bone segmentation from dental computed tomography image," *IEEE J. of Biomedical and Health Information*, vol. 22, no. 1, pp. 196-204, Jan. 2018.

[28] G. Silva, L. Oliveira, and M. Pithon, "Automatic segmentation teeth in x-ray images: trends, set, benchmarking and future perspective," *Expert Systems with Applications*, vol. 107, pp. 15-31, 1 Oct. 2018.

[29] T. Celik, "Spatial entropy-based global and local image contrast enhancement," *IEEE Trans. on Image Processing*, vol. 23, no. 12, pp. 5298-5308, Dec. 2014.

[30] D. Frejlichowsky and R. Wanat, "Application of the laplacian pyramid decomposition to the enhancement of digital dental radiographic images for the automatic person identification," A. Campilho and M. Kamel, (eds.) *Image Analysis and Recognition: 7th Int. Conf., ICIAR 2010*, Part II. LNCS, vol. 6112, pp. 151-160, Springer, Heidelberg 2010.

[۳۱] ش. جوادی‌نژاد، م. مهدی‌زاده و ر. ترابی، "تعیین دقت روش کم‌میر (Cameriere) در تعیین سن تقویمی،" *مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان*، جلد ۸، شماره ۴، صص. ۳۱۴-۳۲۱، مهر ۱۳۹۱.