

طراحی و ارزیابی نرم‌افزار تعیین لندمارک‌های سفالومتری به صورت اتوماتیک

دکتر مسعود ورشوساز*، دکتر محمد امین توکلی**، دکتر سپیده گورنگ***، دکتر سید کمال‌الدین ستاره‌دان****،

مهندس سامان نورائیان*****

چکیده

سابقه و هدف: انجام آنالیزهای سفالومتری مختلف برای تشخیص رابطه‌های دندانی و اسکلتی برای تمام بیماران مراجعه‌کننده جهت درمانهای ارتودنسی و ارتوسرجری انجام می‌گیرد. از آنجا که کار تعیین لندمارک‌ها کاری وقت‌گیر بوده، تعیین دقیق آنها به آموزش و تجربه و خطاهای فردی وابسته است، این مطالعه با هدف تهیه و ارزیابی نرم‌افزار تعیین اتوماتیک لندمارک‌های سفالومتری صورت پذیرفت. **مواد و روشها:** در مطالعه تشخیصی حاضر، پس از آماده‌سازی و ساخت نرم‌افزار از روی ۱۴۰ رادیوگرافی سفالومتری توسط گروه مهندسان پزشکی، جهت ارزیابی آن تعداد ۱۰ عدد رادیوگرافی سفالومتری دیگر از بین رادیوگرافی‌های بیماران مراجعه‌کننده به بخش ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی انتخاب و توسط دوربین دیجیتال وارد رایانه شده و برای تعیین ۱۰ لندمارک مورد نظر در اختیار سه متخصص ارتودنسی قرار گرفتند. سپس لندمارک‌ها بر روی رادیوگرافی‌ها توسط نرم‌افزار، بصورت اتوماتیک تعیین محل شدند و در نهایت نتایج بدست آمده از دو روش دستی و رایانه‌ای توسط آزمون جفتی T با یکدیگر مقایسه شدند. **یافته‌ها:** نتایج نشان دادند که ۵۱٪ از نقاط تعیین شده بوسیله نرم‌افزار با اختلاف ۱mm، ۶۳٪ با اختلاف ۲mm و ۹۲٪ لندمارک‌ها با اختلاف ۳mm تعیین شدند. در ۷ نقطه از ۱۰ نقطه مورد نظر، میانگین فاصله نقطه تعیین شده توسط کامپیوتر تا نقطه مرجع (میانگین سه مشاهده‌کننده) کمتر از اختلاف حداکثر فاصله نقطه تعیین شده توسط سه مشاهده‌گر بود. در نقطه B روش رایانه‌ای در مقایسه با روش دستی از دقت بالاتر ($P=0/0$) و در نقطه Sella روش دستی دارای دقت بالاتری نسبت به روش رایانه‌ای بود ($P=0/036$). **نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه نشان داد که در تعیین اکثریت لندمارک‌ها رایانه خطایی در حد خطای فردی مشاهده‌گرها داشته، می‌تواند جایگزین مناسبی برای فرد در tracing سفالومتری باشد.

کلید واژگان: لندمارک‌های سفالومتری، طراحی، ارزیابی، اتوماتیک کردن

تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۵/۲/۲۳

تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۵/۳/۲۳

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۴/۱۱/۴

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، ویژه‌نامه (تشخیص - پاتولوژی)، ۱۳۸۶، ۶۲۸-۶۲۰

مقدمه

فردی وجود دارند. بالطبع خطاهای موجود در تعیین نقاط، اثری مستقیم بر اندازه‌گیری زوایا و فواصل موجود در آنالیزها گذاشته، نتایج بدست آمده را تحت تأثیر قرار می‌دهند(۲). حال وجود نرم‌افزاری که بتواند بوسیله استاندارد کردن نقاط و حذف مشکلات مربوط به خطای تجربه مشاهده‌کننده و اشتباهات فردی کمک‌کننده باشد، حائز اهمیت خواهد بود. بنابراین به نظر می‌رسد با استفاده از رایانه و نوشتن یک برنامه

از آنجا که اختلالات استخوانی با درصد بالایی از مال اکلوزن شدید همراه هستند، باید قبل از شروع درمان به ارزیابی دقیق مورفولوژی جمجمه‌ای- صورتی اقدام نمود. این ارزیابی توسط تکنیک سفالومتری انجام می‌گیرد(۱).

تعیین دقیق نقاط سفالومتری (لندمارک‌ها) و عمل ترسیم پلن‌های سفالومتری و اندازه‌گیری زوایا و فواصل توسط دست، کاری وقت‌گیر بوده، نسبت به تبحر عمل‌کننده، خطاهای

*نویسنده مسئول: استادیار گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، مرکز تحقیقات دندانپزشکی و دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. E-mail: varshousaz@hotmail.com

**استاد گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

**استادیار گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

****استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه تهران.

*****فوق لیسانس مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه تهران.

طراحی شود. مراحل انجام کار به شرح زیر بود:
استفاده از تکنیک لبه یابی (Edge Based) و حرکت بر روی لبه در تعیین محل لندهارک‌های سفالومتری
از آنجا که تعیین موقعیت لندهارک‌های نشان داده شده توسط متخصص با کمک چشم، بر پایه تشخیص لبه و زاویه انحنای آن می‌باشد. بنابراین، استفاده از روشی که بتواند محل لبه را تشخیص داده، از تعاریف پایه محل لندهارک‌ها استفاده نماید یکی از راه‌حل‌های خوب و دقیق در تعیین اتوماتیک محل لندهارک‌ها می‌باشد. بر این اساس در تعیین موقعیت این لندهارک‌ها در نواحی مختلف چهار مرحله زیر پیاده‌سازی شدند.

۱. تشخیص نقطه شروع برای حرکت روی لبه

۲. تشخیص و حرکت روی لبه

۳. برازش منحنی به لبه استخراج شده

۴. بررسی نحوه تغییرات شیب منحنی

الگوریتم با تعیین نقطه شروع اولیه و جهت حرکت آغاز شده و در راستای تعیین شده به اندازه پله پیش فرض شروع به حرکت کرده، در هر مرحله نقاط عمود بر راستای حرکت خود را بررسی کرده و با کمک الگوریتم خوشه‌بندی فازی (Phased Clustering Algorithm) در دو دسته مختلف قرار می‌داد. به این ترتیب نقطه لبه مشخص می‌شد. بسته به منطقه مورد نظر و خصوصیات لبه مورد جستجو، پارامترهای این الگوریتم تغییر می‌کنند. سپس از روش بهینه‌سازی "برازش منحنی" استفاده شد. در این روش یک چندجمله‌ای به مجموعه نقاط بدست آمده از هر لبه برازش داده شده، در نهایت مسیری هموار و منحنی متناسب با درجه آن چند جمله‌ای بدست خواهد آمد. با برازش یک منحنی به لبه‌های تعیین شده در نهایت یک مشخصه مناسب جهت تعیین شیب و نقطه دقیق لندهارک‌ها وجود خواهد داشت. توسط این روش نقاط منتون، گونیون، پوگونیون، گناتیون و نیز یون A و B که همگی دارای تعاریف مشخص بر روی منحنی‌های بدست آمده هستند، بدست می‌آیند (اشکال ۱ و ۲).

در تعیین موقعیت لندهارک پوریون از موقعیت دایره‌ای که بوسیله ابزار ثابت نگهدارنده موقعیت سر بر روی تصویر

کاربرد، رسیدن به این اهداف با سرعت و دقت بالاتری امکان‌پذیر خواهد بود. تلاش‌های بسیاری جهت اتوماتیک کردن آنالیزهای سفالومتری با هدف کاهش زمان مورد نیاز برای بدست آوردن پاسخ، بالا بردن دقت تعیین لندهارک‌ها و کاهش خطاهای وابسته به کلنسیس انجام شده‌اند (۳،۴). تاکنون از روش‌هایی مانند (Edge Based, Neural Network, ASM) در جهت طراحی نرم‌افزارهای تعیین لندهارک استفاده شده است (۱۴-۵).

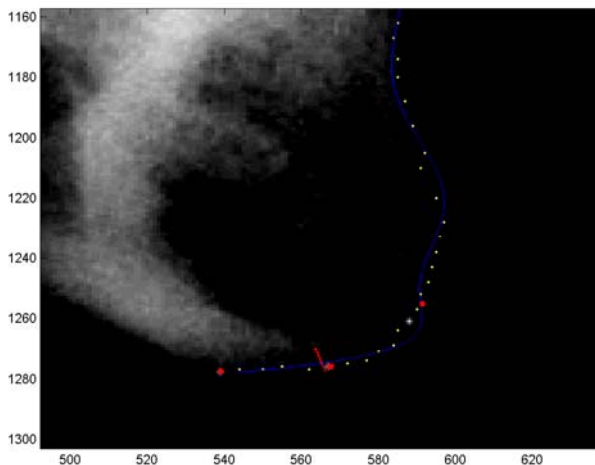
این تحقیق با هدف کاربرد ترکیبی از روشهای بکار برده شده قبلی جهت افزایش دقت نرم‌افزار تعیین لندهارک و استفاده از سری جدید رادیوگرافی‌ها برای ارزیابی نرم‌افزار صورت پذیرفت.

مواد و روش‌ها

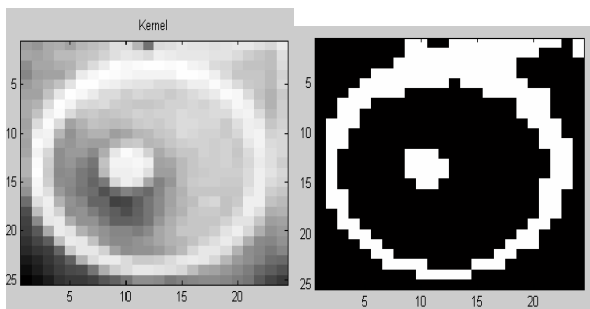
این مطالعه از نوع تشخیصی (Diagnostic) و روش نمونه‌گیری به صورت تصادفی بود. در ابتدا جهت تهیه نرم‌افزار، ۱۴۰ عدد رادیوگرافی لترال سفالومتری از بیماران مراجعه کننده به بخش ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شهید بهشتی سال ۸۲-۱۳۸۱ بصورت تصادفی انتخاب شدند. در مرحله بعد و جهت ارزیابی نرم‌افزار از ۱۰ عدد رادیوگرافی لترال سفالومتری مربوط از به بیماران مراجعه کننده به بخش ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شهید بهشتی ۸۲-۱۳۸۰ استفاده شد.

از ۱۴۰ رادیوگرافی انتخاب شده جهت تهیه نرم‌افزار، ۹ عدد از کیفیت قابل قبولی برای تریسینگ در روش دستی و رایانه‌ای برخوردار نبوده، از سری رادیوگرافی‌ها کنار گذاشته شدند. ۱۳۱ رادیوگرافی انتخاب شده بوسیله دوربین دیجیتال Sony (cyber-shot 717, Tokyo, Japan) که شامل ۱۲۰۰×۱۰۰۰ پیکسل با ۲۵۶ لایه خاکستری بود وارد رایانه شدند. اطلاعات وارد شده تقریباً شامل تمامی اطلاعات موجود در تصویر اولیه بودند (۹).

پس از آن، تصاویر تهیه شده برای طراحی نرم‌افزار در اختیار مهندسان پزشکی قرار گرفتند تا براساس تعاریف پایه موجود برای لندهارک‌ها، نرم‌افزاری جهت تعیین اتوماتیک لندهارک‌ها



شکل ۲- جستجوی A & B Point



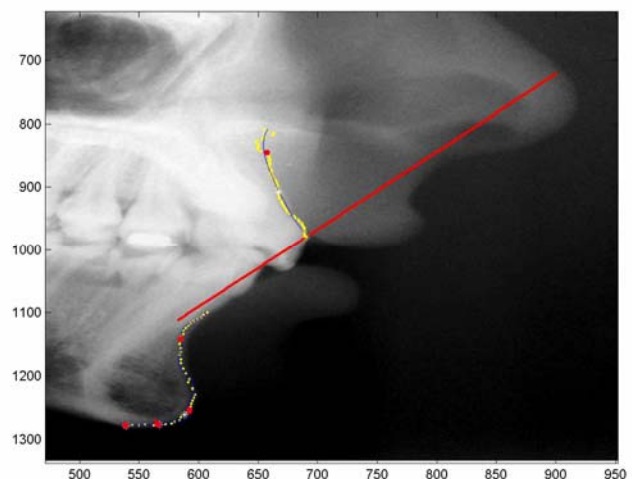
شکل ۳ - نمایش کرنل اصلی و پردازش شده (Porion)

تعیین موقعیت Orbitale با روشهای استفاده شده یعنی لبه‌یابی و کورلیشن تقریباً غیرممکن است. با توجه به دقت پایین و خطای بالا در تعیین موقعیت این لندمارک، استفاده از روش‌های Registration برای تعیین محل تقریبی آن یکی از بهترین راه‌ها به نظر می‌رسد. روشهای مبتنی بر Registration این امکان را فراهم می‌سازند که دو شکل مختلف یعنی شکل استاندارد و مرجع و شکل بدست آمده از دو لندمارک تعیین شده بر هم منطبق شده، اشکالی که کمترین فاصله فضایی را با یکدیگر دارند، حاصل شوند. به این ترتیب موقعیت لندمارک دهم یعنی orbitale بر اساس استاندارد موجود و موقعیت ۹ لندمارک دیگر تعیین می‌شود.

پس از تهیه نرم‌افزار، جهت ارزیابی کلینیکی آن، ۱۰ عدد رادیوگرافی لترال سفالومتری مربوط به بیماران ۱۴-۲۵ سال با

سفالومتری ایجاد می‌شود استفاده شد. ویژگی خاص این دایره در ابعاد و وضعیت هندسی ثابت آن می‌باشد. بر این اساس می‌توان ادعا کرد که این دایره در تمامی تصاویر چون از جنس چگال‌تری نسبت به بافت استخوانی برخوردار است از بیشترین شدت روشنایی برخوردار می‌باشد. همچنین ابعاد هندسی آن نظیر قطر و ضخامت تقریباً ثابت می‌باشد. بر این اساس استفاده از روشهای مبتنی بر شباهت و کورلیشن می‌توانند در یافتن محل این دایره موثر واقع شوند.

جستجوی لندمارک Sella به مراتب دشوارتر از لندمارک‌های ذکر شده است، چرا که بر روی لبه مشخصی قرار ندارد و نمی‌توان از تکنیک لبه‌یابی توصیف شده برای یافتن آن استفاده کرد. همچنین نمی‌توان برای محدوده آن همانند porion، ابعاد و مشخصات هندسی ثابتی را تعیین نمود. بنابراین بر این اساس با مشاهده انواع تصاویر، منطقه قوس نمایش داده شده در شکل ۳ انتخاب و به عنوان کرنل برای تعیین حدود این لندمارک به روش مشابه porion استفاده شد. شکل ۳ کرنل انتخابی را به همراه تصویر باینری شده آن نمایش می‌دهد (شکل ۳).



شکل ۱ - عملکرد الگوریتم در یافتن نقاط با استفاده از تکنیک لبه‌یابی

اختلاف دو جدول و آزمون یاد شده استفاده شد.

یافته‌ها

پس از تجزیه و تحلیل داده‌ها، نتایج زیر بدست آمدند:

- نقطه Porion: در تمام موارد نقاط تعیین شده توسط سه مشاهده‌گر و نقطه تعیین شده توسط رایانه بر روی یکدیگر مطابق بودند.

- نقطه Orbitale: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه و مرجع، $2/3$ میلی‌متر بود در حالیکه میانگین حداکثر فاصله بدست آمده بین سه نفر متخصص $4/2$ میلی‌متر بود (جدول ۱). این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P=0/260$). در دو مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بیشتر از بزرگترین فاصله بدست آمده بین سه نفر مشاهده‌کننده و در ۸ مورد کمتر بود.

- نقطه Nasion: میانگین فاصله نقطه تعیین شده توسط رایانه از نقطه مرجع $2/6$ میلی‌متر و میانگین حداکثر فاصله بدست آمده بین سه متخصص $1/7$ میلی‌متر بود. این دو اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P=0/23$). در ۷ مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بیشتر از بزرگترین فاصله بدست آمده بین سه مشاهده‌کننده و در سه مورد کمتر بود.

- نقطه A: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه از نقطه مرجع 5 میلی‌متر بود در حالیکه میانگین حداکثر فاصله بدست آمده بین سه متخصص $5/7$ میلی‌متر بدست آمد. این دو اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار تلقی نمی‌شوند ($P=0/34$). در ۴ مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بیشتر از بزرگترین فاصله بدست آمده بین سه نفر مشاهده‌کننده و در ۶ مورد کمتر بود.

- نقطه Gonion: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه از نقطه مرجع 3 میلی‌متر و میانگین حداکثر فاصله بدست آمده بین سه متخصص $1/9$ میلی‌متر بود که این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P=0/17$). در ۶ مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بیشتر از بزرگترین فاصله بدست آمده بین سه متخصص و در ۴ مورد کمتر و یا برابر بود.

- نقطه Menton: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه از

رابطه اکلوزن کلاس I مراجعه‌کننده به بخش ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شهید بهشتی که با دستگاه سفالومتری (Planmeca (Proline CC2000 تهیه شده بودند، به صورت تصادفی انتخاب و توسط دوربین دیجیتال Sony (cyber-shot 717) که شامل 1000×1200 پیکسل در 256 سایه خاکستری بود، وارد رایانه شدند (۷).

تصاویر تهیه شده بر روی LCD 1600×1200 پیکسل در شرایط یکسان در اختیار سه نفر ارتودنتیست با تجربه قرار گرفتند تا محل ۱۰ لندهارک را بوسیله حرکت mouse بر روی مانیتور انتخاب کنند.

سپس ۱۰ تصویر تهیه شده، در اختیار نرم‌افزار قرار گرفتند تا ۱۰ لندهارک مورد نظر روی آنها بطور اتوماتیک تعیین گردند. این ۱۰ تصویر جدا از 140 تصویر اولیه‌ای بودند که برای طراحی نرم‌افزار در اختیار مهندسين قرار گرفته بودند.

جهت مقایسه و ارزیابی نتایج حاصل از نرم‌افزار با نتایج حاصل از سه مشاهده‌گر، یکبار فاصله نقطه تعیین شده از نقطه میانگین سه مشاهده‌گر بوسیله نرم‌افزار محاسبه گردید. سپس حداکثر فاصله اختلاف موجود بین مشاهده‌کننده‌ها نیز از طریق هم‌پوشانی تصاویر آنها، اندازه‌گیری و محاسبه و در جداول جداگانه‌ای بصورت x و y نقاط و اختلاف x و y آنها تنظیم گردید.

داده‌های بدست آمده، در دو جدول یکسان مرتب شدند. ردیف‌های هر دو جدول شامل شماره موارد بررسی شده و ستون‌ها شامل نقاط انتخاب شده بودند. اعداد جدول‌ها به ترتیب فاصله نقطه تعیین شده توسط رایانه با نقطه مرجع (برآیند نقاط انتخاب شده) و حداکثر فاصله نقاط انتخاب شده توسط کارشناسان (متخصصین ارتودنسی) را نشان می‌دهند.

تفاوت این دو مقدار در هر خانه بصورت جداگانه محاسبه و توصیف آماری آن در جدول شماره ۱ ثبت شد. نمودار ستونی برای داده‌های هر ستون رسم شد. اختلاف مقادیر دو جدول، ابتدا با استفاده از آزمون جفتی T و با فرض $\alpha = 0/05$ سنجیده و $P < \alpha$ معنی‌دار تلقی شد. به این ترتیب برای قضاوت در مورد نقاط انتخابی رایانه از توصیف پراکندگی داده‌های مربوط به

بدست آمده بین سه نفر مشاهده کننده بود و در ۳ مورد این دو فاصله برابر یا کمتر بود.

جدول ۱- تفاوت‌های بدست آمده از حداکثر اختلاف بین مشاهده کنندگان و فاصله نقطه انتخاب شده توسط رایانه از نقطه مرجع

	انحراف معیار	میانگین	حداکثر	حداقل	تعداد
S	۳/۳۸۹۸	۳/۳۸	۹/۸	۰/۰	۱۰
MAXS	۰/۶۸۲۸	۰/۶۲	۲/۰	۰/۰	۱۰
SDIF	۳/۵۴۲۲	-۲/۷۶	۱/۰	-۹/۰	۱۰
P	۰/۰	۰/۰	۰/۰	۰/۰	۱۰
MAXP	۰/۰	۰/۰	۰/۰	۰/۰	۱۰
PDIF	۰/۰	۰/۰	۰/۰	۰/۰	۱۰
O	۲/۱۶۸۱	۲/۳۵	۶/۶	۰/۰	۱۰
MAXO	۲/۶۰۸۶	۴/۲۶	۹/۷۰	۱/۷	۱۰
ODIF	۲/۸۳۲۱	۱/۹۱	۷/۰	-۲/۰	۱۰
N	۱/۱۴۲۲	۲/۵۷	۴/۵	۱/۳	۱۰
MAXN	۱/۹۵۶۶	۱/۶۸	۴/۵	۰/۰	۱۰
NDIF	۲/۱۹۹۷	-۰/۸۹	۲/۴	-۴/۵	۱۰
A	۳/۱۹۲۶	۴/۹۸	۹/۸	۱/۰	۱۰
MAXA	۱/۷۷۲۱	۵/۷۴	۸/۶	۳/۲	۱۰
ADIF	۲/۹۲۱۶	۰/۷۶	۴/۶	-۳/۰	۱۰
GO	۱/۸۳۶۱	۳/۰۷	۵/۰	۰/۰	۱۰
MAXGO	۱/۷۱۳۵	۱/۹۴	۳/۹	۰/۰	۱۰
GODIF	۲/۴۱۰۲	-۱/۱۳	۱/۸	-۵/۰	۱۰
ME	۰/۴۰۶۱	۰/۲۴	۱/۰	۰/۰	۱۰
MAXME	۱/۱۱۴۰	۰/۷۹	۲/۹	۰/۰	۱۰
MEDIF	۱/۱۹۴۷	۰/۵۵	۲/۹	-۱/۰	۱۰
GN	۰/۵۸۵۰	۰/۳	۱/۷	۰/۰	۱۰
MAXGN	۱/۰۲۷۶	۰/۹۴	۲/۹	۰/۰	۱۰
GNDIF	۱/۱۲۶۶	۰/۶۴	۲/۹	-۱/۰	۱۰
POG	۱/۲۸۶۷	۰/۹۰	۳/۰	۰/۰	۱۰
MAXPOG	۱/۶۶۶۰	۱/۹	۵/۲	۰/۰	۱۰
POGDIF	۲/۱۵۷۲	۱/۰	۵/۲	-۳/۰	۱۰
B	۱/۰۲۰۷	۰/۸۸	۲/۵	۰/۰	۱۰
MAXB	۱/۳۹۵۲	۳/۱	۵/۲	۱/۳	۱۰
BDIF	۱/۰۳۵۸	۲/۲۲	۴/۴	۰/۹	۱۰

نقطه مرجع ۰/۲۵ میلی‌متر بود در حالیکه میانگین بزرگترین فاصله بدست آمده بین مشاهده کنندگان ۰/۸ میلی‌متر بود. این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P=۰/۱۷$). در ۲ مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بزرگتر از حداکثر فاصله بدست آمده بین سه نفر مشاهده کننده بود. در ۲ مورد این فاصله کمتر و در ۶ مورد تمام نقاط بر روی یکدیگر منطبق بودند.

- نقطه Gnathion: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه از نقطه مرجع ۰/۳ میلی‌متر بود در حالیکه میانگین بزرگترین فاصله بدست آمده بین مشاهده کنندگان، ۰/۹ میلی‌متر بود. این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P=۰/۱۰$). در ۲ مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بزرگتر از حداکثر فاصله بدست آمده بین سه نفر مشاهده کننده بود و در ۶ مورد این فاصله کمتر و در ۲ مورد تمام نقاط درست بر روی یکدیگر انتخاب شدند.

- نقطه Pogonion: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه از نقطه مرجع ۰/۹ میلی‌متر بود در حالیکه میانگین بزرگترین فاصله بدست آمده بین مشاهده کنندگان، ۱/۹ میلی‌متر بود. این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار تلقی نمی‌شود ($P=۰/۱۷$). در ۲ مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بزرگتر از حداکثر فاصله بدست آمده بین سه نفر مشاهده کننده بود و در ۸ مورد این فاصله کمتر یا مساوی بود.

- نقطه B: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه از نقطه مرجع ۰/۹ میلی‌متر بود در حالیکه میانگین بزرگترین فاصله بدست آمده بین مشاهده کنندگان، ۳/۱ میلی‌متر بوده، این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار بود ($P=۰/۰$). در تمام موارد فاصله نقاط تعیین شده توسط رایانه کوچکتر از فاصله بدست آمده بین سه نفر مشاهده کننده بود.

- نقطه Sella: میانگین فاصله تعیین شده توسط رایانه از نقطه مرجع (میانگین نقاط تعیین شده بوسیله سه متخصص) ۳/۴ میلی‌متر بود (جدول ۱) در حالیکه میانگین حداکثر فاصله بدست آمده بین سه نفر متخصص ۰/۶ میلی‌متر بود و این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار تلقی شد ($P=۰/۰۳۶$). در ۷ مورد فاصله بدست آمده توسط رایانه بیشتر از بزرگترین فاصله

بحث

نتایج کلی بدست آمده از جداول اینگونه نشان می‌دهند که ۵۱٪ از نقاط تعیین شده بوسیله نرم‌افزار با دقت ۱mm و ۶۳٪ با دقت تا ۲mm اختلاف و ۹۲٪ لندمارک‌ها با اختلاف ۴mm تعیین شدند، که این نتایج با نتایج تحقیقات قبلی در ارتباط با ارزیابی نرم‌افزارهای ساخته شده پیشین قابل مقایسه است.

Parthasarathy در سال ۱۹۸۹ در ارزیابی خود از نرم‌افزاری که از تکنیک لبه‌یابی برای تعیین نقاط استفاده می‌کرد، کمک گرفته، بیان کرد که ۱۸٪ لندمارک‌ها با ۱mm خطا، ۵۸٪ از آنها با ۲mm خطا و ۱۰٪ آنها با ۵ میلی‌متر خطا تعیین شدند. او در مطالعه خود از دو متخصص ارتودنسی برای ارزیابی لندمارک‌ها کمک گرفت و ارزیابی خود را بر روی ۵ رادیوگراف با کیفیت‌های گوناگون و ۹ لندمارک که تنها ۵ لندمارک آن با مطالعه حاضر یکی بودند، انجام داد. او نقطه مرجع برای ارزیابی نرم‌افزار را بصورت ناحیه خطا (error region) در ۳ پیکسل اطراف هر کدام از لندمارک‌ها در نظر گرفت که بدلیل وجود اختلاف در نقطه مرجع، تعداد گراف‌ها و نقاط مورد استفاده بین دو تکنیک مقایسه نتایج بصورت مستقیم امکان‌پذیر نمی‌باشد، ولی در کل، نرم‌افزار مطالعه حاضر درصد‌های بالاتری را نشان می‌دهد که بدلیل استفاده از چند روش مختلف تعیین لندمارک‌ها بصورت همزمان می‌باشد (۱۰).

Tong در سال ۱۹۹۰ در تحقیقات خود برنامه طراحی شده Parthasarathy (۱۹۸۹) را توسعه داد. وی سیستمی طراحی نمود که لندمارک‌های بیشتری را نسبت به سیستم قبلی جستجو می‌کرد. او همچنین عنوان کرد که چنانچه دو سیستم ممزوج شوند بر روی ۵ سفالوگرام بکار برده شده ۴۵٪ از ۲۶ لندمارک با اختلاف ۱mm، ۷۰٪ با اختلاف ۲mm و ۹۵٪ با اختلاف ۵mm تعیین می‌گردند، همچنین در تحقیق Parthasarathy (۱۹۸۹) بیان نشده بود که آیا ۵ سفالوگرام بکار گرفته شده، تصاویر جدیدی بودند و یا از همان تصاویر بکار برده شده در طراحی نرم‌افزار استفاده شده است؟ این مسئله تأثیر بسزایی بر روی نتایج خواهد گذاشت زیرا چنانچه

هنگام طراحی نرم‌افزار از این تصاویر استفاده شده باشد نتایج بهتری نسبت به زمانی که رادیوگراف‌ها از ست جدیدی انتخاب شوند، خواهد داشت. همچنین در تحقیق Tong (۱۹۹۰) تنها از یک ارتودنتیست برای تعیین محل لندمارک‌ها کمک گرفته شده بود (۱۶) که این مسئله نیز خود در مقایسه با میانگین لندمارک‌های بکار رفته در تحقیق حاضر برای ارزیابی نرم‌افزار از دقت پائین‌تری برخوردار است ولی باز هم درصد‌های بدست آمده در تحقیق حاضر در مقایسه با آن قابل قبول تر هستند.

Hutton در سال ۲۰۰۰ نرم‌افزاری را طراحی کرد که در آن از سیستم ASM برای تعیین لندمارک‌ها استفاده شده بود. او سپس نرم‌افزار خود را به حیطه ارزیابی گذاشت. وی برای ارزیابی از تکنیک drop one out استفاده نمود یعنی از ۶۳ رادیوگرافی بکار رفته در طراحی نرم‌افزار در هر مرحله ۱ رادیوگرافی به عنوان رادیوگرافی ارزیابی و از ۶۲ رادیوگرافی دیگر بعنوان گروه بکار رفته در الگوریتم استفاده کرد. عیب این روش آن بود که رادیوگرافی‌های بکار رفته در ارزیابی، در طراحی اولیه دخیل بودند. نتایج نشان دادند که ۱۳٪ از ۱۶ لندمارک با اختلاف ۱ میلی‌متر، ۳۵٪ با اختلاف ۲ میلی‌متر و ۷۵٪ با اختلاف ۵ میلی‌متر تعیین شدند. در این تحقیق هم تنها از یک ارتودنسیست برای تعیین لندمارک‌ها کمک گرفته شد. با بررسی و مقایسه نتایج متوسط خطا، حداقل و حداکثر خطاهای موجود نشان داده شده در جدول در دو روش نشان داد که در کل تکنیک لبه‌یابی در مقایسه با روش مدل‌سازی روشی مطلوب‌تر برای تعیین نقاط فعال بوده، خطای پائین‌تری بر روی تعیین منحنی لبه‌ها در روش اول در مقایسه با جور کردن تصویر با مدل فعال مربوط به گروه خودش وجود داشت (۷).

اکثریت نقاط این نرم‌افزار از طریق تکنیک لبه‌یابی تعیین شده، و اولین نقطه‌ای که بوسیله این تکنیک مشخص می‌شود منتون است که رایانه با خواندن دانسیته و اسکن تصویر از لبه پائین آن، منتون را مشخص می‌کند. چون تحتانی‌ترین نقطه بر روی چانه قرار دارد، به همین دلیل میانگین اختلاف ۰/۲۵ میلی‌متر در این لندمارک قابل مشاهده است، در صورتیکه میانگین حداکثر اختلاف در روش دستی ۰/۸ میلی‌متر بوده

با روش دستی (۱/۹ میلی‌متر) هستیم زیرا در روش دستی با استفاده از محاسبه چشمی، نقطه‌ای حد واسط بین دو گونیال پونیت موجود انتخاب می‌شود در صورتیکه رایانه در این تکنیک قادر به تشخیص و تفکیک این دو لبه از هم نمی‌باشد، بنابراین در ۶ مورد از ۱۰ تصویر موجود، رایانه اختلاف بالاتری را نسبت به حداکثر اختلاف بین سه مشاهده‌گر نشان داد. در تحقیق انجام شده توسط Hutton (۲۰۰۰) حداکثر اختلاف ۳۷ میلی‌متر و در تحقیق حاضر ۵ میلی‌متر بود (۷).

در لندمارک پوگنیون نتایج حاکی از آن بود که روش رایانه‌ای دارای خطای کمتری نسبت به روش دستی است زیرا همانگونه که ذکر شد از تعاریف منحنی‌ها و برجسته‌ترین نقطه بر روی منحنی برای تعیین محل این لندمارک استفاده می‌شود بنابراین به دلیل هندسی بودن تعریف این لندمارک، در روش رایانه‌ای با خطای ۰/۹ میلی‌متر در مقابل خطای ۱/۹ میلی‌متر در روش دستی روبرو هستیم. با توجه به موارد ذکر شده می‌توان گفت که در مورد نقاطی که تعریف آنها کاملاً هندسی باشد سیستم رایانه‌ای پاسخ‌های مطلوب‌تری ارائه می‌نماید.

در مورد لندمارک گناتیون هم، با تعیین مناسب دو لندمارک منتون و پوگنیون، این لندمارک هم که در حد واسط آنها واقع شده دارای خطای کمتری خواهد بود چون از نقطه‌ای حاصل از تقاطع عمود منصف آنها حادث می‌گردد. روشی که برای تعیین لندمارک پوریون ماشینی مورد استفاده قرار گرفته روشی مبتنی بر شباهت یا تصویرگیری مرجع است. بدلیل شکل واضح و مشخص این لندمارک، الگوریتم نیز در تصاویر، به دنبال شکل مشخص ear rod می‌گردد و پس از پیدا کردن آن، نقطه بالای آن را بعنوان لندمارک پوریون انتخاب می‌کند. به این علت که این نقطه در تصاویر وضوح خوبی دارد، در هر دو روش دستی و رایانه‌ای درست بر روی هم منطبق می‌گردد.

برای پیدا کردن لندمارک Sella، بدلیل آنکه بر روی لبه مشخصی قرار ندارد و در واقع مرکز ژئومتریک زین ترکی است از روش دیگری کمک گرفته شد، بصورتی که برآیندی از محدوده شکل زین ترکی در تصاویر گوناگون گرفته شده و به عنوان مرجع به برنامه معرفی گردید. دلیل تنوع زیاد تصاویر

است. در نهایت در ۲ مورد از ۱۰ تصویر موجود در تحقیق، خطای رایانه کمتر از مشاهده‌کننده‌ها و در ۸ مورد دیگر نقاط رایانه و مرجع بر روی هم منطبق بودند.

نقطه پوگنیون، B و A، نیزیون و گونیون نیز بر اساس برجسته‌ترین و فرورفته‌ترین موقعیت بر روی منحنی‌های رسم شده، روی لبه‌ها انتخاب شدند. بدلیل تنوع این منحنی‌ها، خطاهایی در تعیین این لندمارک‌ها وجود دارد که در مورد هر نقطه بسته به شرایط خاص آن نقطه متفاوت است.

نقطه B دقیق‌ترین نقطه تعیین شده در روش رایانه‌ای است بصورتی که میانگین اختلاف فاصله در روش رایانه‌ای (۰/۹ میلی‌متر) کمتر از میانگین اختلاف سه مشاهده‌گر بوده (۳/۱ میلی‌متر)، این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار است. بدلیل اینکه نقطه B عمیق‌ترین نقطه بر روی منحنی لبه قدامی فک پائین می‌باشد، همچنین به دلیل اینکه نمای این منطقه کاملاً واضح و مشخص است رایانه در این زمینه کمتر دچار مشکل شده، به همین علت در این ۱۰ تصویر در تمام موارد، اختلاف فاصله‌های تعیین شده در روش رایانه‌ای کمتر از روش دستی بود.

از لحاظ تعریف شرایطی مشابه برای نقطه A وجود دارد ولی بدلیل اینکه لبه قدامی فک بالا در تصاویر از وضوح کافی برخوردار نیست در هر دو روش دستی و رایانه‌ای خطای زیاد وجود دارد. در تصاویر مختلف کیفیت‌های بوردر قدامی بسیار متغیر هستند، در نتیجه به همان دلیلی که در روش تشخیص چشمی خطا وجود دارد در روش رایانه‌ای نیز برای تشخیص بوردر قدامی خطا وجود دارد که باعث بروز خطا در تعیین نقطه A می‌شود. در تحقیقی که Hutton (۲۰۰۰) انجام داد حداکثر اختلاف ۱۴/۸ میلی‌متر بود در صورتی که در تحقیق حاضر این میزان ۹/۸ میلی‌متر بود. البته تحقیقات قبلی به بررسی رادیوگرافی‌های بکار رفته در طراحی نرم‌افزار پرداخته بودند (۱۵-۱۲، ۷).

در نقطه گونیون بدلیل اینکه تصویر زاویه‌های فک سمت چپ و راست در بسیاری از رادیوگرافی‌ها کاملاً بر روی هم منطبق نمی‌شوند، شاهد اختلاف میانگین بالاتر (۳ میلی‌متر) در مقایسه

دادند که در روش دستی بین سه مشاهده کننده متوسط اختلاف ۴/۲ میلی‌متر وجود داشت که این اختلاف در روش رایانه‌ای به ۲/۳ میلی‌متر کاهش یافته، تنها در ۲ مورد از ۱۰ تصویر رادیوگرافی، روش یارانه‌ای خطایی بالاتر از روش دستی نشان داد، بنابراین می‌توان گفت رایانه در تکنیک بکار رفته اخیر موفق بوده است.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان دادند که در اکثریت نقاط، رایانه خطایی در حد خطای افراد دارد و نه بیشتر از آن. در نقطه B خطای رایانه کمتر از خطای افراد و در نقطه Sella خطای رایانه بیشتر از خطای افراد بود. در نقاطی که کاملاً بر روی بوردرهای آناتومیک مشخص قرار گرفته‌اند، میانگین خطای رایانه کمتر از خطای افراد بود.

نسبت به تصویر مرجع، نرم‌افزار در تعیین این لندمارک نسبت به روش دستی دارای خطای بالاتری بوده، تعیین این مرکز ژئومتریک بوسیله چشم آسان‌تر صورت می‌پذیرد. یافته‌ها نیز اختلاف معنی‌داری را در تعیین این لندمارک در دو روش نشان دادند که نشان‌دهنده این مسأله است که روش انتخابی روش مناسبی برای تعیین این لندمارک نبوده است. در تحقیق انجام شده توسط Hutton (۲۰۰۰) بر روی نقطه Sella، حداکثر اختلاف ۴۳/۷ میلی‌متر و در تحقیق حاضر ۹/۸ میلی‌متر بود (۷).

برای تعیین لندمارک اربیتال از تکنیک registration استفاده شد. علت استفاده از این روش عدم وضوح کافی لبه‌های تحتانی کاسه چشم، همچنین عدم انطباق این لبه‌ها بر یکدیگر در برخی از تصاویر بود. به همین خاطر در این تکنیک با بر هم منطبق نمودن تصاویر مرجع و شکل بدست آمده از ۹ لندمارک تعیین شده قبلی، لندمارک اربیتال تعیین گردید. نتایج نیز نشان

References

۱. انلو - د: رشد صورت. (مترجم: ریاض داوودی - پ، شوکت‌بخش - ع). چاپ اول. تهران، مؤسسات انتشارات جهاد دانشگاهی. ۱۳۶۹؛ فصل ۹: ۴۵۳-۴۱۳.
۲. ریاض داوودی - پ: کلیات ارتودنسی. چاپ اول. تهران، موسسه فرهنگی انتشاراتی نور دانش. ۱۳۷۸؛ فصل ۱۱: ۱۵۲-۱۳۳.
۳. داوری - د، کلانتر معتمد - م: تهیه برنامه رایانه‌ای جهت آنالیزهای سفالومتری بافت نرم. پایان‌نامه دکترای تخصصی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان: ۱۳۷۹. ۲۰-۱.
۴. صراف پور - ب، ثوابی - ا: ساخت نرم‌افزار رایانه‌ای طراحی پروتز پارسیل متحرک. پایان‌نامه دکترای حرفه‌ای، دانشگاه آزاد اسلامی (خوراسگان): ۱۳۷۸، ۲۵-۱۲.
5. Cootes TF, Taylor CJ: Active shape models – their training and application. Computer vision and image understanding 1995;61:38-59.
6. Cootes TF, Edwards GJ, Taylor CJ: Active appearance models. In: Burkhardt H, Neumann B: Proceedings of the European Conference on Computer Vision. 1998;Chap2:484-498.
7. Jim J, Hotton BCC: An evaluation of active shape model for the automatic identification of cephalometric landmarks. Eur J Orthod 2000;22:499-508.
8. Hill A, Cootes TF: A generic system for image interpretation of the 3rd British Machine Vision Conference. Springer Verlag. 1992;448-452.
9. Macri V, Wenzel A: Reliability of landmark recording on film and digital lateral cephalograms. Eur J Orthod 1993;15:137-148.

10. Innes A, Ciesielski V, Mamutil J, John S: Finding templates for cephalometric landmarks using Puls – Couple Neural Networks and Genetic Algorithms. Proceeding of 2003 International one Image Science, Systems and Technology, Las Vegas, Nevada, 2003;2:456-462.
11. Tagi M, Yamasaki H, Shibata T: A mixed – signal VLSI for real – time generation of edge – based image vectors. Advances in neural information processing system. Proceeding of the 2003 NIPS conference, Vancouver, Canada, Cambridge, England: MIT Press 2004;Chap16:1035-1042.
12. Tanikawa C, Yagi M, Shibata T, Takada K: Automatic recognition of cephalometric landmarks. Processing of the 81st general session of the international association for dental research, Goteberg, Sweden 2003;1233.
13. Chakrabarty S, Yagi M, Shibata T, Cauwenberghs' G: Rubust cephalometric landmarks identification using support vector machines. Proceeding of 2003 international conference on accepted for presentation acoustics, speech and signal processing (1 CASSP 2003) Hong Kong; 2003;2:825-828.
14. Kazandjan Sikiliaridis S, Maurpoulos A: Validity and reliability of a new edge – based computerized method for identification of cephalometric landmarks. Angle Orthod 2005;76:619-624.
15. Parthasarathy S, Nugent ST, Gregson PG, Fay DF: Automatic landmarking of cephalograms. Comput Biomed Res 1989;22:248-269.
16. Tong W, Nugent ST, Gregson PG, Jensen GM, Fay DF: Landmarking cephalograms using a microcomputer system. Comput Biomed Res 1990;23:358-379.
17. Rudolph DJ, Sinclair PM, Coggins JM: Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;113:173-9.
18. Forsyth DB, Davis DN: Assessment of an automated cephalometric analysis system. Eur J Orthod 1996; 18:471-8.
19. Chen YT, Cheng KS, Liu JK: Improving cephalogram analysis through feature subimage extraction. IEEE Eng Med Bio Mag 1999; 18:25-31.
20. Kuang Liu – Jia: Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmarks. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;18:535-4.