

روایی و پایایی آنالیز سه بعدی کست دندانی توسط دستگاه اسکنر لیزری در مقایسه با

روش دستی

دکتر مهتاب نوری*، دکتر رضا مسعودی**، دکتر علیرضا اکبرزاده باغبان***، دکتر سمیه عظیمی****، دکتر وحید مشکل‌گشا*****،

فرزاد فریدونی*****

چکیده

سابقه و هدف: جهت رسیدن به تشخیص صحیح در مورد یک بیمار ارتودنسی باید اندازه‌گیری‌ها و آنالیزهای متفاوتی بر روی کست انجام شوند. در حال حاضر، با توجه به رویکرد مطب بدون کاغذ، نرم‌افزارها و روش‌های سه‌بعدی متنوعی در دسترس دندانپزشکان قرار گرفته‌اند که به صورت مجازی کست‌های دندانی را نگاهداری کرده، اندازه‌گیری‌های لازم را بر روی آنها انجام می‌دهند. هدف از مطالعه حاضر مقایسه دقت سیستم طراحی شده اسکنر لیزری برای اندازه‌گیری عرض مزودیستال دندان‌ها بر روی کست دندانی با روش مرسوم دستی بود.

مواد و روشها: در این مطالعه تشخیصی، با استفاده از دنتیک، ۲۰ مدل دندانی بالا و پایین که نشان‌دهنده انواع مال‌اکلوژن بودند، چیده شدند. قالب‌گیری به وسیله آلژینات از این مدل‌ها انجام شده، ۲۰ کست گچی تهیه شدند. کست‌های گچی توسط دستگاه لیزری اسکن شده، اندازه‌گیری‌ها در محیط نرم‌افزاری انجام گرفتند. استاندارد طلایی، اندازه‌گیری عرض دنتیک‌ها به وسیله کولیس قبل از چیدن دندان‌ها بود. عرض مزودیستال دندان‌ها بر روی کست گچی با کولیس دیجیتال نیز اندازه‌گیری شد. مقایسه عرض مزودیستال دندان‌ها در مدل اسکن شده و روش دستی با استاندارد طلایی با استفاده از تست F صورت گرفت و ضریب اعتبار اندازه‌گیری با استفاده از ICC و دالبرگ بدست آمد.

یافته‌ها: ضریب اعتبار بین اندازه‌گیری‌ها با اسکن سه بعدی و استاندارد طلایی در مجموع عرض دندان‌ها (پره‌مولر تا پره‌مولر) ۰/۹۱۴ و میانگین اختلاف اندازه‌گیری‌ها در روش لیزری با استاندارد طلایی ۱/۷mm و در روش دستی و طلایی ۰/۳۴mm بود. در بیشتر اندازه‌گیری‌ها اختلاف آماری معنی‌داری بین دو روش گزارش شد ($P < 0/05$). اختلاف بین مقادیر میانگین عرض مزودیستال در دندان‌های کائین حداکثر بود.

نتیجه‌گیری: دقت سیستم اسکن لیزری در این مطالعه از لحاظ بالینی قابل قبول و در حد مطالعات دیگر بود، اما این دقت جهت کارایی تحقیقاتی مناسب نیست و تمهیدات لازم جهت افزایش دقت باید بکار رود. با توجه به مزایای روش‌های کامپیوتری در آینده این روش‌ها به استاندارد بالینی درمان ارتودنسی تبدیل می‌شوند.

کلید واژگان: تصویربرداری سه‌بعدی، نرم‌افزار، مدل‌های دندانی، اسکن لیزری

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۷/۱/۲۰ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۷/۶/۳۰ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۷/۸/۱۸

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۶، شماره ۴، زمستان ۱۳۸۷، ۴۴۱-۴۳۵

مقدمه

انجام موفقیت‌آمیز درمان ارتودنسی مستلزم انجام رویه‌های تشخیصی و طرح‌ریزی درمان به صورت جامع و کامل است، یکی از مهمترین اجزای فرآیند تشخیص در بیمار ارتودنسی، ارزیابی وضعیت فضاها، اندازه دندان‌ها و ملاحظات مربوط

□ طرح تحقیقاتی مصوب مرکز تحقیقات دندانپزشکی

* نویسنده مسؤل: دانشیار گروه ارتودنسی، مرکز تحقیقات دندانپزشکی و دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

E-mail: mnouri@dent.sbmu.ac.ir

** دانشیار پژوهشکده لیزر، دانشگاه شهید بهشتی.

*** استادیار گروه آمار زیستی، مرکز تحقیقات اندودانتیکس و دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

**** دستیار تخصصی بخش بیماری‌های دهان و تشخیص، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

***** استادیار گروه ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز.

***** دانشجوی مقطع دکترای فونیک، پژوهشکده لیزر، دانشگاه شهید بهشتی.

روی کست دندان‌ی به کمک روش کامپیوتری مبتنی بر اسکن سطحی سه‌بعدی لیزری و مقایسه آن با مقادیر استاندارد طلایی و روش دستی بود.

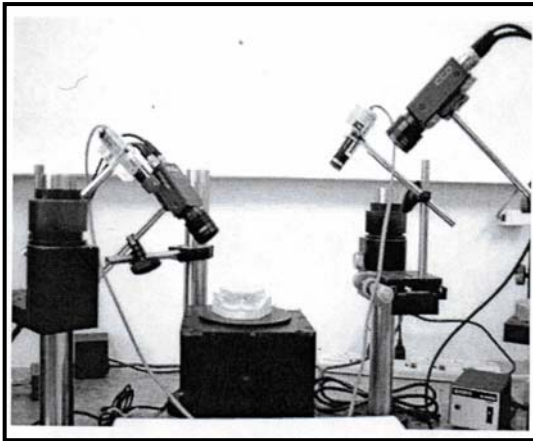
مواد و روشها

در این تحقیق تشخیصی، با استفاده از ده ست دنتیک بالا و پایین (۲۰ کست دندان‌ی) و قرار دادن آنها در حالات متفاوتی از چرخش و تمایل محوری، شلوغی و فاصله بین‌دندانی و عمق متفاوت curve of spee، ده setup دندان‌ی بالا و پایین که نشان‌دهنده انواع مختلفی از مال‌اکلوژن بود، ساخته شد. در مرحله بعد از این مدل‌های تهیه شده به وسیله آلزینات (Orthoprint, Zermach, Italy) قالب‌گیری شده، مدل‌های گچی مربوط به هر setup با گچ (Ispringen, Rapidur, Dentarum, Germany) تهیه گردیدند. مدل‌های تهیه شده با base قرینه تریم شدند. از مدل‌های گچی در مرحله بعد در تهیه مدل‌های کامپیوتری و اندازه‌گیری استفاده شد. اندازه‌گیری مورد استفاده در این تحقیق عرض مزیددستالی تاج دندان بود. استاندارد طلایی شامل اندازه‌گیری عرض مزیددستالی تک تک دندان‌ها قبل از قرارگیری آنها در setup به وسیله یک کولیس مدرج با دقت ۰/۰۱ mm بود. همه اندازه‌گیری‌ها توسط یک فرد انجام شد. ابعاد عرض مزیددستالی دندان‌ها به صورت اندازه‌گیری بیشترین فاصله بین سطوح مقابل تاج دندان با روش Priest & Hunter (۱۶) بدست آمد. دستگاه طراحی شده شامل دو دیود لیزری کلاس II ساخت شرکت Lasiris (کبک کانادا) با طول موج ۶۸۵nm و توان خروجی برابر با یک میلی‌وات بود. هر دیود، لیزری خطی به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر را در فاصله ۱۸۰ nm ایجاد می‌کرد. از دو دوربین CCD (هیتاچی، KPMU، 768×493، Hitachi Kokusai Electric Incorporation, Japan) جهت دریافت تصاویر و انتقال آن به کامپیوتر استفاده شد. فاصله بین دوربین‌ها و شی بین ۱۲ تا ۲۶ سانتی‌متر متغیر بود و ناحیه تست جاروب ۶×۶ سانتی‌متر مربع بود (شکل ۱).

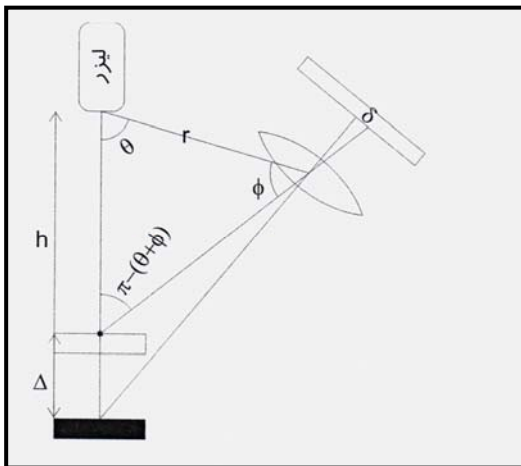
در مطالعه حاضر از روش نور ساختاری (structured light) جهت سه‌بعدی سازی مدل‌های دندان‌ی استفاده گردید. در این روش یک الگوی مشخص بر جسم انداخته شده، شکل جسم

به اندازه‌گیری دیسکروپانسی دندان-قوس می‌باشد (۱). به طور سنتی، ابعاد مزیددستالی دندان‌ها به کمک پرگار مدرج و یا کولیس ورنیه بر روی کست دندان‌ی اندازه‌گیری می‌شدند ولی این روش آنالیز کست وقت‌گیر است. به این دلیل، با توجه به اهمیت آنالیز فضا در فرآیند تشخیص اغلب در خلال کار بالینی روزمره ارتودنتیست‌ها از برآورد چشمی به صورت ذهنی در قضاوت و تشخیص استفاده می‌کنند و عملاً روش‌های آنالیز کمی مورد کاربرد قرار نمی‌گیرند (۲،۳). اهمیت مشکل فوق محققان را بر آن داشته تا در سال‌های گذشته روش‌های مختلفی را به عنوان جانشین روش دستی آنالیز فضا معرفی نمایند که در این طیف از روش‌های فتوکپی، فتوگرافی و هولوگرام تا دیجیتاله کردن نقاط بر روی کست و یا تصاویر آن پیشنهاد شده‌اند (۸-۴). با توجه به پیشرفت‌های اخیر در زمینه تصویربرداری و فن‌آوری کامپیوتری، در سال‌های اخیر تلاش‌هایی جهت جایگزین کردن مدل‌های کامپیوتری سه‌بعدی کست به جای مدل‌های گچی صورت پذیرفته که معروفترین آنها سیستم Orthocad می‌باشد (۱۱). موفق‌ترین این سیستم‌ها بر مبنای استفاده از روش‌های اپتیکال و اسکن لیزری کست استوار هستند. اولین بار Yamamoto و همکاران (۱۹۸۹) (۱۲) یک شیوه اپتیکال برای ایجاد مدل‌های سه‌بعدی کامپیوتری بر روی کست دندان‌ی با استفاده از اشعه لیزر ابداع کردند. پس از آن محققان دیگری از سیستم‌های لیزری با طراحی متفاوت استفاده کردند که از آن میان می‌توان به Sohamura و همکاران (۲۰۰۴) (۱۳،۱۴) و Persson و همکاران (۲۰۰۶) (۱۵) اشاره کرد که نتایج مختلفی بدست آوردند. عوامل متفاوتی بر دقت و تکرارپذیری اندازه‌گیری‌ها بر روی دندان‌ها در داخل قوس دندان‌ی موثر هستند که وضعیت فضا در قوس دندان‌ی، وضعیت دندان‌ها از نظر چرخش و Inclination (تمایل محوری)، وجود یا عدم وجود تماس‌های بین دندان‌ی و تغییرات آناتومیک از آن جمله هستند (۱۰،۱). با توجه به تاکید روزافزون بر ارتودنسی مبتنی بر شواهد، دقت و تکرارپذیری روش‌های مختلف باید بررسی گردد تا بر مبنای آن تصمیم‌های بالینی صحیحی اتخاذ شوند.

هدف از انجام مطالعه حاضر، تعیین اعتبار (validity) و تکرارپذیری (reliability) اندازه‌گیری‌های ابعاد دندان‌ها بر



شکل ۱- تصویر دستگاه. دو CCD از دو زاویه به قالب نگاه کرده و دو منبع خطی لیزر هم صفحه‌ای از نور در فضا ایجاد می‌کنند. در حین اندازه‌گیری، قالب توسط میز چرخان چرخیده، و نقاط مختلف آن توسط لیزر جاروب می‌شود.



شکل ۲- شماتیک روش مثلثی

یافته‌ها

نتایج حاصل از آزمون صحت عملکرد دستگاه که شامل ۱۰ بار اندازه‌گیری یک مکعب به ابعاد ۳۱/۹ میلی‌متر و مقایسه آن با اندازه‌گیری با کولیس بود، ۰/۱ میلی‌متر اختلاف نشان داد ($P < 0/۰۰۰۱$). بررسی خطای اندازه‌گیری بین دو کاربر در ۱۰ کست دندان نشان داد که در مجموع عرض دندان‌ها در ۱۰ کست بررسی شده همبستگی بالایی در اندازه‌گیری‌های دو کاربر وجود دارد، مقدار ضریب همبستگی برای مجموع عرض دندان‌ها برای کاربر اول ۰/۸۸۸ و برای کاربر دوم

بدست می‌آید. دوربین‌ها در این روش در موقعیت ثابتی قرار دارند و نور لیزر جسم را اسکن می‌کند. با روش مثلثی می‌توان مختصات نقطه تحت تابش را بدست آورد (شکل ۲). مدل دندان گچی روی یک میز با قابلیت چرخش افقی با دقت ۰/۰۰۹ درجه قرار داده می‌شود. در قسمت تحتانی این میز یک موتور پله‌ای قرار داشت که با کمک پالس‌های ارسالی از درگاه موازی کامپیوتر کنترل می‌شد. کالیبراسیون سیستم قبل از عملیات عددی‌سازی توسط دو صفحه مربعی شکل انجام می‌شود که شبکه‌ای ماتریسی از دایره‌ها بر روی آنها قرار گرفته است. این شبکه نسبت به ضلع‌های مربع زاویه ۳۰ درجه دارد. دوربین‌ها در مقابل صفحه طوری قرار داده می‌شوند که شبکه را مستقیم و بدون زاویه ببینند. از روی تعداد دایره‌ها و شماره ردیف و ستون دایره‌هایی که دوربین می‌بیند پارامترهای لازم به دست می‌آیند. این نقاط جهت تبدیل مختصات نقاط تصویر به مختصات جهانی به کار می‌روند. با استفاده از نرم‌افزار کامپیوتری طراحی شده، لایه‌ای متفاوت تصویر سه‌بعدی کست دندان در محیط دو بعدی تصویر می‌شدند. برای اندازه‌گیری ابعاد، لایه تصویری مربوط به عریض‌ترین ناحیه مزودیستالی تاج در هر دندان انتخاب و پس از انتقال به محیط نرم‌افزار AutoCAD، اندازه‌گیری گردید. اندازه‌گیری عرض مزودیستال دندان‌ها یک بار نیز بر روی کست‌های گچی تهیه شده با استفاده از کولیس مدرج با دقت ۰/۰۱ mm صورت پذیرفت. اندازه‌گیری‌ها به وسیله یک اپراتور انجام شد. از آزمون‌های آماری توصیفی جهت تهیه بانک داده ۴ گروه دندان‌های ثنایا، کانین، پره‌مولر و مولر استفاده گردید. برای مقایسه اندازه‌گیری با توجه به کمی بودن مقدار (متغیر) اندازه‌گیری شده از Intraclass correlation coefficient of reliability (۱۷) استفاده شد و معنی‌داری اختلاف اندازه‌گیری‌ها با استفاده از روش Friedman برای تجزیه واریانس مورد ارزیابی قرار گرفت. برای محاسبه مقادیر عددی اختلاف روش‌ها از میانگین اختلاف اندازه‌گیری‌ها و از فرمول دالبرگ (۱۷) استفاده شد. آزمون‌های آماری با کمک نسخه ۱۳ نرم‌افزار SPSS و Excel 2003 انجام شدند.

یکدیگر مقایسه شدند. این اختلاف در تمامی اندازه‌گیری‌ها معنی‌دار بود.

جدول ۳ ضریب دالبرگ، ضریب اعتبار، فاصله اطمینان، ۹۵٪ برای ضریب اعتبار و آزمون معنی‌داری اختلاف دو روش را نشان می‌دهد. این ضرایب نمایانگر پایایی اندازه‌گیری‌ها در روش دستی و اسکن سه بعدی در مقایسه با استاندارد طلایی هستند. همانطور که مشخص است اختلاف اندازه‌گیری‌ها در روش دستی در مقایسه با استاندارد طلایی تقریباً یک چهارم روش اسکن سه بعدی است ولی با این حال اختلافی زیر ۲ میلی‌متر در اندازه‌گیری مجموع عرض دندان‌ها با واقعیت وجود دارد که از لحاظ بالینی قابل قبول است. در مقایسه دو روش دستی و اسکن سه بعدی که نمایانگر پایایی محاسبات بین دو روش می‌باشد ضریب دالبرگ برای مولر تا مولر ۱/۹۶ و برای پرمولر دوم تا پرمولر دوم ۱/۸۳ میلی‌متر محاسبه شد. اختلاف آماری بین این دو روش نیز معنی‌دار بود ($P < 0.000$).

۰/۸۲۵ بود ($P < 0.005$). جدول ۱ میانگین مقادیر اندازه‌گیری شده از ۱۲ دندان در ۲۰ کست مورد مطالعه را با روش سه بعدی اسکن لیزری در مقایسه با روش استاندارد طلایی و اندازه‌گیری دستی نشان می‌دهد.

جدول ۲ اختلاف میانگین عرض‌های مزویدیستالی بین روش‌های استاندارد طلایی، دستی و اسکن سه بعدی را نشان می‌دهد. اختلاف مقادیر اندازه‌گیری شده بین دو روش اسکن سه بعدی و استاندارد طلایی در مورد همه گروه‌های دندانی از نظر آماری معنی‌دار بود ($P < 0.01$). در مقابل اختلاف مقادیر اندازه‌گیری شده بین روش استاندارد طلایی و روش دستی تنها در مورد دندان‌های مولر و پرمولر و مجموع عرض دندان‌ها از پرمولر دوم تا پرمولر دوم معنی‌دار بود ($P < 0.01$). همچنین میانگین اختلافات در مجموع عرض دندان‌ها از مولر اول تا مولر اول و در مجموع عرض دندان‌ها از پرمولر دوم تا پرمولر دوم بین روش‌های استاندارد طلایی و اسکن سه بعدی از نظر آماری معنی‌دار بود ($P < 0.01$). وقتی دو روش دستی و اسکن سه بعدی با

جدول ۱- میانگین عرض مزویدیستالی گروه دندان‌ها با استفاده از استاندارد طلایی، روش دستی و اسکن سه بعدی

| دندان‌ها | استاندارد طلایی | روش دستی | اسکن سه بعدی |
|--|-----------------|------------|--------------|
| مولر | ۹/۶۱±۰/۷۴ | ۹/۵۵±۰/۶۹ | ۹/۷۹±۰/۷۰ |
| پرمولرها | ۶/۴۷±۰/۳۹ | ۶/۴۳±۰/۳۷ | ۶/۶۳±۰/۵۴ |
| کانین | ۶/۹±۰/۵۳ | ۶/۸±۰/۵۱ | ۷/۱۳±۰/۵۸ |
| اینسیزورها | ۶/۰۶±۱/۱۲ | ۶/۰۵±۱/۱۳ | ۶/۲۵±۱/۲۰ |
| مجموع عرض دندان‌ها از مولر اول تا مولر اول | ۸۴/۰۲±۳/۵۴ | ۸۳/۹۶±۳/۵۵ | ۸۵/۹۸±۳/۲۰ |
| مجموع عرض دندان‌ها از پرمولر دوم تا پرمولر دوم | ۶۴/۰۵±۴/۸۴ | ۶۳/۷۱±۴/۸۴ | ۶۵/۸۳±۴/۱۶ |

جدول ۲- اختلاف میانگین عرض مزویدیستالی دندانی محاسبه شده بین روش‌های استاندارد طلایی و دستی

و همچنین استاندارد طلایی و اسکن سه بعدی و نیز روش دستی و اسکن سه بعدی

| دندان‌ها | استاندارد طلایی و روش دستی (مرسوم) | استاندارد طلایی و اسکن سه بعدی | روش دستی و اسکن سه بعدی |
|-----------------------------|------------------------------------|--------------------------------|-------------------------|
| مولر | ۰/۰۶* | ۰/۱۷* | ۰/۲۳* |
| پرمولرها | ۰/۰۴* | ۰/۱۵* | ۰/۱۹* |
| کانین | ۰/۰۳ | ۰/۲۳* | ۰/۲۵* |
| اینسیزورها | ۰/۰۱ | ۰/۱۸* | ۰/۲۰* |
| از مولر اول تا مولر اول | ۰/۰۶ | ۱/۹* | ۲/۰۱* |
| از پرمولر دوم تا پرمولر دوم | ۰/۳۴* | ۱/۷* | ۲/۱۱* |

* از نظر آماری معنی‌دار است ($P < 0.01$).

جدول ۳- مقایسه روایی اندازه گیری‌ها بین روش دستی و اسکن سه‌بعدی در مقایسه با استاندارد طلایی، برای مجموع عرض دندان‌های مولر اول تا مولر اول و پرمولر دوم تا پرمولر دوم

| دندان‌ها | ترکیب روش‌ها | مقدار ضریب | | مقدار ضریب اعتبار | فاصله اطمینان ۹۵٪ برای ضریب اعتبار | | آزمون معنی‌داری اختلاف اندازه‌گیری‌ها | |
|--------------------------|--------------------------------|-------------|--------------|-------------------|------------------------------------|--------------------|---------------------------------------|--|
| | | دالبرگ (mm) | مقدار اعتبار | | حد پایین حد بالا | مقدار احتمال نتیجه | | |
| مولر اول تا مولر اول | استاندارد طلایی و روش دستی | ۰/۴۱۴ | ۰/۹۸۴۸ | ۰/۹۶۲۶ | ۰/۹۹۳۹ | ۰/۶۸۰۷ | I | |
| مولر اول تا پرمولر دوم | استاندارد طلایی و اسکن سه‌بعدی | ۱/۹۸۴ | ۰/۸۳۸۷ | ۰/۶۲۷۱ | ۰/۹۳۰۷ | ۰/۰۰۰۹ | S | |
| پرمولر دوم تا پرمولر دوم | استاندارد طلایی و روش دستی | ۰/۳۴۰ | ۰/۹۹۵۰ | ۰/۹۸۷۵ | ۰/۹۹۸۰ | ۰/۰۰۱۹ | S | |
| پرمولر دوم تا مولر اول | استاندارد طلایی و اسکن سه‌بعدی | ۱/۷۲۹ | ۰/۹۱۴۷ | ۰/۷۹۷۸ | ۰/۹۶۵۴ | ۰/۰۰۰۰ | S | |

بحث

واقعی به دست می‌دهد و آنها این اختلاف را در حد ۰/۳ میلی‌متر گزارش کردند. Quimby و همکاران (۲۰۰۴) (۴) در مطالعه خود به مقایسه اندازه دنتیک و مدل‌های سه‌بعدی کامپیوتری تولید شده از کست پرداخته، مشاهده کردند که تفاوت معنی‌داری آماری کمتر از ۰/۵ میلی‌متر مشاهده می‌شود. ایشان همچنین طیف خطایی بین دو اپراتور معادل ۰/۱۵ تا ۲/۹ میلی‌متر را در اندازه‌گیری روی مدل‌های سه بعدی مشاهده نمودند. Evans و Kusnoto (۲۰۰۲) (۲۰) میانگین این خطا را در حد ۰/۲ میلی‌متر با انحراف معیار ۰/۳ میلی‌متر گزارش نمودند. در مطالعه کنونی، بیشترین میزان خطا در اندازه‌گیری بر روی کست در ناحیه کاین‌ها دیده می‌شد که این خطا به دلیل عدم پیوستگی کانتور دندان در لایه‌های اندازه‌گیری در این ناحیه و عدم پیوستگی تصویربرداری توسط نور لیزر در این نواحی می‌باشد. در صورتی که در نواحی پرمولر در مواردی که در کست کراودینگ وجود ندارد، میانگین اختلافات در حد صفر است. در مجموع عرض دندان‌ها از پرمولر دوم تا پرمولر دوم سمت دیگر میانگین اختلافات با روش اسکن لیزری حدود ۱/۷mm می‌باشد که علی‌رغم معنی‌دار بودن آماری، این اختلاف به چند دلیل از نظر کلینیکی قابل اغماض است. نخست آنکه روش استاندارد طلایی مورد استفاده در مطالعه حاضر شامل خارج کردن دندان‌ها از مدل و اندازه‌گیری آنها به صورت منفرد است که در شرایط بالینی قابل انجام

مقدار متوسط خطا در اندازه‌گیری فواصل در اجسام سه‌بعدی توسط اسکنر طراحی شده در این مطالعه در مقایسه با روش استاندارد طلایی ۰/۳۲mm بود که دقت بالایی است. همچنین اندازه‌گیری عرض مزیدستیالی دندان‌ها به کمک دستگاه اسکن لیزری سه‌بعدی اختلافی بین ۰/۶۸ تا ۱/۲ میلی‌متر را نسبت به اندازه واقعی نشان داد. بیشتر خطاها در اندازه‌گیری در این مطالعه به صورت بزرگنمایی بود. در اغلب مطالعات انجام شده این مقدار خطا در اندازه‌گیری‌ها بین روش‌های دستی و کامپیوتری گزارش شده است. در مطالعه Sohmura و همکاران (۲۰۰۰) (۱۴) که به کمک اسکنر سه‌بعدی با قدرت بالا، ابعاد دندان کست‌های سه‌بعدی سازی شده را اندازه‌گیری کردند، مقدار خطا با دستگاه Vivid 900، ۰/۲ میلی‌متر گزارش شده است. بر عکس در مطالعه Persson و همکاران (۲۰۰۶) (۱۵)، با اسکنر سه‌بعدی لیزری، اندازه‌گیری‌ها بزرگتر از مقدار واقعی بر روی دامنه تکرارپذیری انحرافی در ۷/۲-۴/۹ میکرومتر داشت که هر دو پایین‌تر از مطالعه حاضر می‌باشند. در مطالعه Santoro و همکاران (۲۰۰۳) (۱۸) که از مدل‌های سه بعدی کارخانه OrthoCad جهت اندازه‌گیری استفاده کردند، به طور متوسط اندازه‌گیری‌ها کمتر از مقادیر دستی گزارش شدند ولی مقدار اختلاف در حد ۰/۴ میکرون بود. برعکس Zilberman و همکاران (۲۰۰۳) (۱۹) نشان دادند که اندازه‌گیری با نرم‌افزار OrthoCad اندازه‌هایی بزرگتر از حد

آن می‌تواند بیشتر شده، از نظر بالینی معنی‌دار باشد. همین مسأله یعنی اهمیت مهارت و آشنایی کاربر در استفاده از نرم‌افزار در مطالعه حاضر نیز وجود داشت. استفاده از مدل‌های کامپیوتری در حل مشکلات بالینی در سال‌های اخیر طرفداران فراوانی یافته است و این جذابیت بخاطر مزایایی چون ذخیره کردن اطلاعات مربوط به کست به صورت الکترونیکی (که ارتودنتیست را از زحمت بایگانی و نگاهداری این مدارک جاگیر رها می‌کند) و نیز سرعت و دقت بالای این روش‌ها می‌باشد. از نقطه نظر استفاده بالینی، نرم‌افزارهای مورد استفاده باید به راحتی قابل عمل بوده، از سرعت بالایی نیز برخوردار باشند و در عین حال مقدار خطای آنها هم متعادل باشد (۲۳). در نقطه مقابل، استفاده تحقیقاتی از این نرم‌افزارها مستلزم دقت بسیار بالا است. اغلب نرم‌افزارهای تجاری موجود در بازار چون ارتوکید و ژئودایم دقت بالایی ندارند و بیشتر به عنوان ابزارهایی جهت دستیابی به اهداف بالینی هستند تا ابزارهایی تحقیقاتی.

نتیجه‌گیری

مطالعه حاضر نشان داد که سیستم اسکنر لیزری طراحی شده از لحاظ دقت جهت استفاده بالینی قابل قبول است ولی هنوز جهت استفاده در پروژه‌های تحقیقاتی مناسب نیست. ارتقا سیستم و رسانیدن آن به حد لازم به عنوان استاندارد بالینی، با در نظر گرفتن پیشرفت‌ها در زمینه فن‌آوری سه‌بعدی ضروری به نظر می‌رسد.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از ریاست محترم مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی دانشکده دندانپزشکی شهید بهشتی، جناب آقای دکتر سیدمحمد رضا صفوی، به خاطر حمایت مالی و تصویب این طرح تحقیقاتی سپاسگزاری می‌شود.

Reference

1. Proffit WR, Ackerman JL: Orthodontic diagnosis: the development of a problem list. In: Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, eds. Contemporary Orthodontics. 4th Ed. St. Louis: Elsevier Mosby Co. 2007; Chap6:195-200.
2. Binder RE, Cohen SM: Clinical evaluation of tooth-size discrepancy. J Clin Orthod 1998;32:544-546.
3. Sheridan JJ: The reader's corner. J Clin Orthod 2000;34:593-597.

نیست. در مطالعات انجام شده Zilberman و همکاران (۲۰۰۳) (۱۹) در خصوص اندازه‌گیری عرض دندان‌ها بر روی کست توسط کولیس دستی مقادیر خطا در هر دندان در حد ۰/۳mm گزارش شده که باید مورد توجه باشد. مقدار این خطا در مطالعه حاضر نیز ۰/۳۴mm بود. دوم آنکه مادام که خطای اندازه‌گیری به صورت بزرگنمایی یا ریزنمایی به صورت جنرالیزه و یکسان صورت گیرد، خطری متوجه قابلیت تشخیص مدل سه‌بعدی نیست زیرا اندازه‌گیری‌های نسبی مانند بولتون را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. روش‌های تکنیکی جهت افزایش دقت دستگاه اسکنر وجود دارند. برای افزایش دقت اندازه‌گیری‌ها لازم است عمق میدان لنزهای دوربین‌ها بزرگتر از ارتفاع بزرگترین دندان‌ها باشد. در ضمن بزرگنمایی لنزها هم تا اندازه ممکن باید زیاد باشد. در صورت نازک‌تر بودن قطر پرتو، دقت اندازه‌گیری‌ها نیز بیشتر می‌شود ولی این مسأله تا جایی امکان دارد که ضخامت تصویر نور روی CCD از اندازه پیکسل‌های CCD بیشتر نباشد. مسأله دیگر آن است که افزایش دقت دستگاه در اندازه‌گیری، اغلب کاهش سرعت اندازه‌گیری و افزایش حجم فایل‌های تولیدی را به همراه دارد که هر دو عامل محدود کننده استفاده بالینی هستند. اندازه‌گیری بر روی مدل‌های سه‌بعدی کست دندان بر روی صفحه نمایشگر کامپیوتر و با کمک عملگرهای مربوط به نرم‌افزار انجام می‌گیرد. از این رو همانطور که Rheude (۲۰۰۵) (۲۱) و Marcel و همکاران (۲۰۰۱) (۲۲) نشان داده‌اند، تجربه نقش مهمی در استفاده موثر و کاهش خطا در اندازه‌گیری با نرم‌افزارهای سه‌بعدی دارد. اغلب اپراتورها به مدتی زمان نیاز دارند تا به روش‌های جدید و محیط متفاوت با آنچه به شکل متداول به صورت دستی انجام می‌شده عادت کنند، پس از آن مقدار خطا در اندازه‌گیری کاهش می‌یابد. Santoro و همکاران (۲۰۰۳) (۱۸) نشان دادند که با توجه به مهارت ارتودنتیست در استفاده از OrthoCad دقت

4. Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR: The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod* 2004;74:298-303.
5. Schirmer UR, Wiltshire WA: Manual and computer-aided space analysis: a comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:676-680.
6. Hajeer MY, Millett OT, Ayoub AF, Siebert JP: Current products and practice, application of 3D imaging in orthodontics: Part II. *J Orthod* 2004;31:154-162.
7. Romeo A: Holograms in orthodontics: a universal system for the production, development, and illumination of holograms for the storage and analysis of dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:443-447.
8. Mok KH, Cooke MS: Space analysis: a comparison between sonic digitization (DigiGraph Workstation) and the digital caliper. *Eur J Orthod* 1998;20:653-661.
9. Kusnoto B, Evans CA: Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:342-348.
10. Costalos PA, Sarraf K, Cangialosi TJ, Efratiadisv S: Evaluation of the accuracy of digital model analysis for the American broad of orthodontics objective grading system for dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:624-629.
11. Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, Rabound DW, Heo G, Major PW: Validity, reliability, and reproductability of plaster vs digital study models: Comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:794-803.
12. Yamamoto K, Toshimitsu A, Mikami T, Hayashi S, Harada R, Nakamura S: Optical measurement of dental cast profile and application analysis of three-dimensional tooth movement in orthodontics. *Front Med Biol Eng* 1989;1:119-130.
13. Sohmura T, Nagao M, Sakai M, Wakabayashi K, Kojima T, Kinuta S: High - resolution 3-D shape integration of Dentition and face measured by new laser scanner. *IEEE Trans Med Imaging* 2004;23:633-638.
14. Sohmura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J: Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:345-352.
15. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G: A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95:194-200.
16. Hunter WS, Priest P: Errors and discrepancies in measurements of tooth size. *J Dent Res* 1960;39:405-414.
17. Dahlberg G: *Statistical Methods for Medical and Biological Students*. 2nd Ed. London: George Allen & Unwin Ltd 1940;Chap4:122-132.
18. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay O, Cangialosi T: Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:101-105.
19. Zilberman O, Huggare J, Parikakis K: Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003;73:301-306.
20. Kusnoto B, Evans CA: Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:342-348.
21. Rheude B, Sadowski PL, Ferriera A, Jacobson A: An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Angle Orthod* 2005;75:300-304.
22. Marcel TJ: Three dimensional - on - screen virtual models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:666-668.
23. Stevens DR, Mir CF, Nebbe B, Raboud, DW, Heo G, Mejr PW: Validity, reliability and reproducibility of plaster vs digital study models: Comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:794-803.