تاثیر تغییر موقعیت مندیبل برروی قابلیت اطمینان و تجدیدپذیری اندازه‌گیریهای خطی در تصاویر CBCT

دکتر روشنک غفاری[1] دکتر میترا مختاری[#2]

۱-استادیار گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی خوراسگان، اصفهان
۲- دستیار تخصصی گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی خوراسگان، اصفهان

خلاصه:

سابقه و هدف: دقت ابعادی تصاویر **CBCT** پیش نیاز مطمئن در درمان‌های ایمپلنت‌های دندانی است. هدف پژوهش حاضر تعیین تاثیر تغییر موقعیت مندیبل بر روی دقت اندازه‌گیریهای خطی روی تصاویر CBCT می باشد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی ۱۲ فاصله خطی روی یک مندیبل خشک به وسیله کولیس دیجیتال سه مرتبه توسط دو مشاهده گر اندازه گیری شد. سپس مندیبل توسط دستگاه (CBCTscanora 3D) در پنج حالت اسکن شد: موازی افق، تمایل به پایین، به بالا، تمایل لترالی و حالت چرخیده. فواصل خطی روی هر یک از تصاویر در حالات مختلف توسط دو مشاهده گر در دو زمان(در هر نوبت سه بار) اندازه‌گیری شد. خطای زیر ۱۰ درصد طبق مرجع به عنوان حاشیه امن تلقی شد. سپس توسط نرم افزار تمایلهای اعمالی اصلاح و اندازه گیریها تکرار گشت. آزمون Tزوجی و همبستگی پیرسون برای آنالیز آماری استفاده شد.

یافته‌ها: ۸۸/۴ درصد اندازه گیریهای روی تصاویر کوچکتر از اندازه‌گیریهای انجام شده روی مندیبل بود. میزان اختلاف برای تمایلهای مختلف بین ۰/۰۱±۲/۶۵ میلی متر بدست آمد. اندازه‌گیریها (به جز شش مورد) خطای زیر ۱۰ درصد داشتند که در حاشیه امن بود. پس از اصلاح تمایلها، خطای بیش از یک میلیمتر تنها در یک مورد مشاهده شد و درصد خطا از ۸ درصد تجاوز نمی‌کرد. از نظر تکرارپذیری، همبستگی بالا بین مشاهده گرها و نیز بین دو بار خوانش یک مشاهده‌گر بدست آمد. (r>۰/۹)

نتیجه گیری: به نظر می رسد در CBCT چرخش سر به اندازه CT پزشکی اهمیت ندارد خصوصاً اگر چرخشها قبل از اندازه گیری با نرم افزار اصلاح شود.

کلید واژه‌ها: تصویر برداری با اشعه مخروطی، دقت اندازه‌گیری ابعادی، تصویر برداری سه بعدی

وصول مقاله: ۹۲/۲/۳ اصلاح نهایی: ۹۲/۵/۱۲ پذیرش مقاله: ۹۲/۶/۱

مقدمه:

نیاز به تهیه رادیوگرافی در حوزه‌های مختلف دندانپزشکی بر کسی پوشیده نیست و موقعیتهای مختلفی تصویربرداری سه بعدی از ساختارهای دهان و صورت را برای تشخیص یا ارائه طرح درمان ایجاب می کند. [1]

بعد سوم اطلاعات که توسط CT scan حاصل می‌شود با لحاظ نمودن دوز بالای تشعشع آن چندان ارضاکننده نیست. به علاوه مطالعات نشان می دهند که تغییر موقعیت زاویه‌ای جسم (Inclination)نسبت به گانتری تاثیر سوئی بر اندازه گیریهای حاصل ازCT دارد. [2-6] معرفی(CBCT سی تی اسکن با اشعه مخروطی) راه‌حلی برای حصول اطلاعات سه بعدی همراه با کاهش دوزی نسبت به CT متداول در اختیار نهاد. [7]

CBCTتکنولوژی جدیدی است که ابتدا در سال ۱۹۸۲ برای آنژیوگرافی ابداع و سپس برای تصویر برداری فک و صورت به کار گرفته شد. در این روش یک منبع واگرا به شکل مخروط از اشعه یونیزان و یک دتکتور سطحی دو بعدی متصل به گانتری در حال چرخش به کار گرفته می شود. از اواخر سالهای

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر میترا مختاری آدرس: اصفهان- بلوار ارغوانیه- دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان-دانشکده دندانپزشکی- بخش رادیولوژی پست الکترونیک: mitmokhtari@gmail.com. تلفن: ۰۹۱۳۳۲۸۸۰۲۹

Archive of SID
www.SID.ir

۱۹۹۰تولید سیستمهای بالینی کم هزینه و کوچک قابل استفاده در مطب دندانپزشکی ممکن شده[۸] وکاربردهای خود را یافته است که اهم آن شامل طرح درمانهای ایمپلنتهای دندانی، هدایت کامپیوتری قراردهی ایمپلنتها، تشخیص و ارائه طرح درمان و نیز توجیه بیمار در درمانهای ارتودنسی و هدایت روند جراحی های ماگزیلوفیشال می باشد [۹]

پیش نیاز استفاده مطمئن از CBCT بخصوص در قراردهی ایمپلنتهای دندانی داشتن دقت ابعادی تصاویر و نداشتن اعوجاج فضایی (spatial distortion) ونیز تکرارپذیری (reproducibility) اندازه‌گیری های خطی روی مقاطع دو بعدی حاصل از CBCT است.[۱۰] Hassan و همکاران، مطالعه‌ای روی هشت اسکال خشک انجام دادند. در این مطالعه جمجمه ها دوبار در وضعیت ایده‌ال و حالت چرخیده اسکن شدند و یافته ها حاکی از این بود که موقعیت سر روی اندازه گیری لندمارکهای سفالومتریک سه بعدی حاصل از CBCT تاثیری نداشت اما لترال سفالوگرامهای مجازی ونماهای خلفی- قدامی بازسازی شده دقت کافی نداشتند و با چرخش سر اختلافی در حد ۱۰ میلیمتر نشان می دادند.[۱۱]

در سال ۲۰۱۱ Tomasi و همکاران ۱۰ اندازه گیری را در همین دو حالت (موازی و ۴۵ درجه) روی یک مندیبل خشک انجام دادند و قابلیت تکرار و اعتماد (reliability & reproducibility) را سنجیدند و نتیجه گرفتند که تغییرزاویه مندیبل روی دقت و تکرارپذیری اندازه گیریها تاثیری ندارد[۱۰] El-Beialy و همکاران نیز ۱۲ اندازه گیری خطی توسط CBCT را روی جمجمه در حالت مرکزی ایده ال و سپس با ۵ تغییر موقعیت از حالت مرکزی مقایسه کردند و به نتیجه ای مشابه باTomasi رسیدند.[۱۰،۱۲]

به دلیل اینکه دستگاههایCBCT از وکسل های ایزوتروپیک استفاده می کنند [۸] انتظار داریم که تغییر موقعیت زاویه ای جسم در دستگاه برروی دقت اندازه گیریها تاثیر گذار نباشد؛ لذا این مطالعه می کوشد قابلیت اعتماد و تکرارپذیری اندازه گیریهای خطی را در شرایطی که مندیبل در دستگاه CBCT چندین زاویه مختلف شامل نرمال (موازی افق)، تمایل رو به پایین، تمایل به سمت بالا، تمایل لترالی، چرخش حول محور عمودی می گیرد، بسنجد. این مطالعه در سال ۱۳۹۱ در دانشگاه آزاد اسلامی اصفهان (واحد خوراسگان) انجام شده است.

مواد و روش ها:

در این مطالعه تجربی به منظور سنجش قابلیت اطمینان و تکرارپذیری اندازه گیری در CBCT از یک مندیبل خشک انسان استفاده شد. ۱۲ اندازه گیری خطی بروی این مندیبل انجام گرفت. لندمارکهای مورد نظردر جدول زیر لیست شده‌اند.

عنوان و تعریف فواصل خطی اندازه گیری شده در پژوهش

ردیف		موقعیت
۱	عرض باکولینگوال مولر	عرض باکولینگوال تاج مولر اول
۲	عرض مزیودیستال مولر	عرض مزیودیستال تاج مولر اول
۳	عمق الوئول دندان ۴۷	عمق الوئول دندان از کرست مزیال۴۷
۴	عمق الوئول دندان۴۴	عمق الوئول دندان از کرست دیستال دندان۴۴
۵	عمق الوئول دندان ۴۱	عمق الوئول دندان از کرست مزیال ۴۱
۶	عرض مزیودیستال الوئول ۴۱	ابعاد مزیودیستال مارژین الوئول ۴۱
۷	عرض باکولینگوال الوئول ۴۱	ابعاد باکولینگوال مارژین الوئول ۴۱
۸	عرض مزیودیستال الوئول ۴۴	عرض مزیودیستال مارژین الوئول ۴۴
۹	منتال فورامن	مارژین تحتانی منتال فورامن تا کرست مزیال الوئول ۴۵
۱۰	پاراسمفیز	عرض مندیبل در میدلاین
۱۱	طول مندیبل	فاصله تحتانی ترین نقطه چانه تا مرکز کانتور تحتانی فک
۱۲	ناحیه بی دندانی ۴و۵	فاصله مرکز کرست مزیال دندان۶ تا مرکز کرست دیستال دندان ۴

از بین فواصل فوق نقاط ابتدا و انتهای طول مندیبل توسط قطعات ۱ میلیمتری از گوتاپرکا علامت گذاری شد. سپس فواصل مشخص شده در جدول توسط کولیس دیجیتال

Archive of SID
www.SID.ir

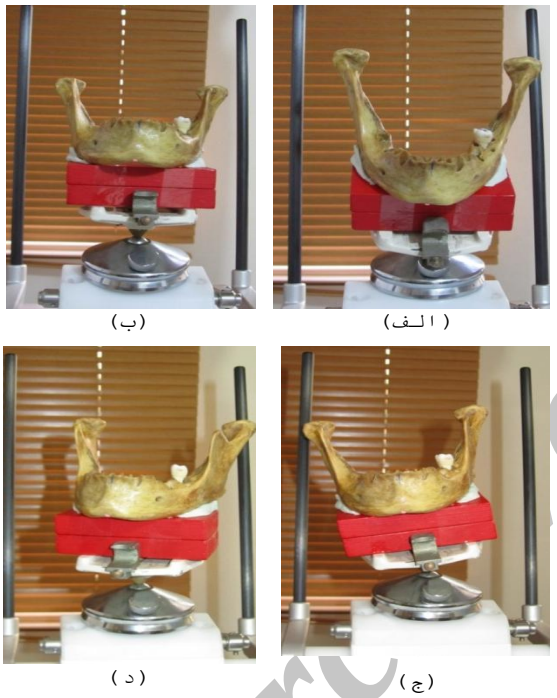
(Electronic Digital caliper GUANGLU, PRC) با دقت صدم میلیمتر اندازه گیری شدند. دو مشاهده گر مستقل(دستیاران سال آخر رادیولوژی فک و صورت) اندازه گیری را انجام دادند، پیش از شروع کار محل دقیق هر لندمارک به مشاهده گران آموزش داده شد. هر اندازه سه مرتبه روی مندیبل خوانده شد و میانگین اندازه‌های به دست آمده به عنوان استاندارد طلایی، جهت مقایسه‌های بعدی ثبت گردید.

سپس از مندیبل تحت مطالعه توسط دستگاه SOREDEX (160,Tuusula,Finland SCANORA 3D) اسکن CBCT تهیه شد. سنسور دستگاه CMOS صفحه صاف(flat panel)بود. به منظور اطمینان از ثبت مطلوب تمام نقاط در تصاویر، از فیلد تصویر برداری (۷۵×۱۴۵ میلیمتر) و رزولوشن بالا (سایز وکسل ۰/۲۵ میلیمتر) استفاده شد.

برای تثبیت موقعیت مندیبل در دستگاه و اعمال تمایلهای مطلوب به آن از یک میزک سورویور استفاده شد و برای اجتناب از آرتیفکتهای فلزی ناشی از میزک، توسط قطعات چوبی صاف رادیولوسنت بین میزک و مندیبل فاصله ایجاد شد.اسکنها در پنج حالت از مندیبل تهیه شدند: یکی در حالت استاندارد با سطح اکلوزال موازی افق، دیگری در حالتی که قدام مندیبل تمایل به سمت پایین داشت، دیگری با تمایل مندیبل به سمت بالا، چهارم در حالتی که مندیبل تمایل لترال داشت وآخری در حالتی که حول محور عمودی خود چرخیده بود. برای اعمال تمایلهای به سمت پایین و بالا از یک نقاله متصل به میزک سورویر استفاده شد و تمایل حدود ۴۰ درجه (در بوردر فک) به سمت پایین و ۳۰ درجه به سمت بالا (در حالات دوم و سوم) به کار رفت.

(اشکال۱ و۲)

شکل ۱- تصویر مندیبل در حالت استاندارد(موازی افق)



شکل۲- الف) تصویر مندیبل در دستگاه CBCT با تمایل ۴۰ درجه به پایین ب) تمایل ۳۰ درجه به بالا ج) تمایل لترال د) تصویر مندیبل در حالت چرخیده(روتیشن)

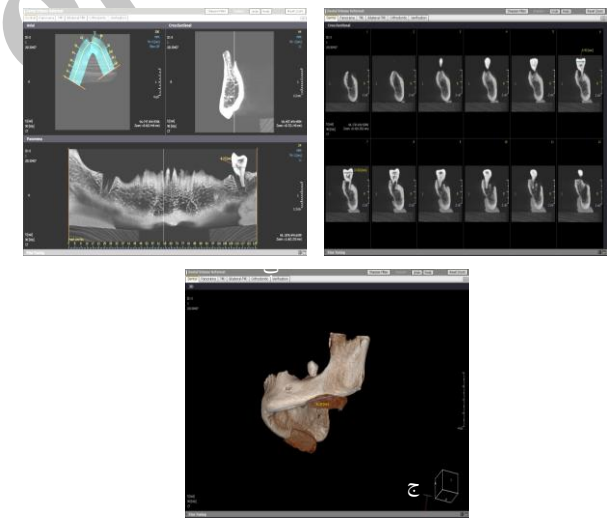
پس از تهیه اسکنها نرم افزار مقدار دقیق تمایلها رادر حالت اول صفر درجه در تمام محورها، در حالت دوم ۳۶ درجه به سمت پایین، در حالت سوم ۲۷ درجه به سمت بالا، در حالت چهارم با تمایل لترال ۱۲/۵ درجه نسبت به افق به

Archive of SID
www.SID.ir

سمت راست و در حالت پنجم با چرخش ۷/۶ درجه حول محور عمودی گزارش نمود.

تنظیمات شرایط تابش بر اساس اطلاعات حاصل از تصاویر اسکات، کیلوولتاژ۸۵ ، میلی آمپر ۵ و زمان ۳ ثانیه انتخاب شد. داده ها پس از چرخش۳۶۰ درجه تیوب حول مندیبل به دست آمد.

نرم افزار سه بعدی سازی مورد استفاده نرم افزار Ondemand 3D (version1)بود. ضخامت لایه تصویر برای نمای پانورامیک و کراس سکشن۲ میلیمتر انتخاب شد. اندازه گیریهای عمق ساکتها و ابعاد مزیودیستال دندانها برروی نمای پانورامیک انجام گرفت و برای اندازه های باکولینگوال (تاج مولر و مارژین آلوئول) از تصاویر کراس سکشن استفاده شد. تصاویر کراس سکشن با فاصله ۱ میلیمتر تهیه شدند.چهار لندمارک آخر ذکر شده در جدول بر روی تصویر سه بعدی اندازه گیری شدند(شکل ۳).



شکل۳- الف) نماهای کراس سکشن برای اندازه گیری بعد باکولینگوال مولر ب) اندازه بعد مزیودیستال دندان مولر بروی نمای پانورامیک ج)طول مندیبل روی تصویر سه بعدی

اندازه ها دردو نوبت با استفاده از خط کش نرم افزار Ondemand 3Dو توسط همان دو مشاهده‌گر انجام گرفت. هر لندمارک(فاصله خطی) در هر نوبت سه بار تعیین و اندازه‌گیری شد. بین دو بار خواندن مشاهده گران حداقل دو هفته فاصله بود و ترتیب خوانش لندمارکها در هر بار به طور راندوم تغییر می کرد.

پس از ثبت این سری از داده ها اسکنها با استفاده از گزینه Axis & reslicنرم افزار که خطا در موقعیت یا زاویه سر بیمار را اصلاح می کند دوباره بازسازی شد و مجدداً تمام لندمارکها بازخوانی شدند. تا نتایج حاصل بعد و قبل از اصلاح موقعیت مندیبل با هم مقایسه شود. بدین ترتیب در هر نوبت قبل و بعد از اصلاح برای هر لندمارک ۶۰ داده حاصل شد و تعداد مجموع داده ها برای ۱۲ لندمارک ۷۲۰ عدد بود. این داده ها به منظور سنجش دقت اندازه گیری های انجام شده در CBCTبا مقایسه مقادیر ثبت شده حاصل از تصاویر و اندازه‌گیریهای انجام گرفته توسط کولیس (استاندارد طلایی) آنالیز شدند. همچنین پایایی مقادیر به دست آمده در دو بار خواندن توسط دو مشاهده گر (Interobserver reliability) و پایایی دو نوبت خواندن یک مشاهده گر(Intraobserver reliability)ارزیابی شد. برای آنالیز آماری داده ها از نرم افزار SPSS (version20) و تستهای Tزوجی و تست همبستگی پیرسون استفاده شد. در این پژوهش نیز مانند مطالعات مختلف خطای زیر ۱۰ درصد به عنوان حاشیه امن (safety margin) در نظر گرفته شد. [۶،۱۳]

یافته ها:

در این مطالعه ۱۲ لندمارک با ۵ شکل تمایل اعمال شده توسط دو مشاهده گر دو بار و هر بار سه نوبت بررسی شد. مقادیر به دست آمده از اندازه گیری مندیبل با کولیس برای هر یک از لندمارکها درجدول ۱ ذکر شده است. این مقادیر به عنوان استاندارد طلایی برای مقایسه های آتی استفاده شد.

Archive of SID
www.SID.ir

جدول۱- فاصله واقعی بر حسب موقعیت

لند مارک	میزان (Mean±SD)
عرض باکولینگوال مولر	۹/۶۳±۰/۰۲
عرض مزیودیستال مولر	۱۰/۶۵±۰/۰۲
عمق الوئول دندان ۴۷	۱۱/۶۵±۰/۰۴
عمق الوئول دندان۴۴	۱۱/۴۸±۰/۱۹
عمق الوئول دندان ۴۱	۸/۹۸±۰/۰۹
عرض مزیودیستال الوئول ۴۱	۵/۰۴±۰/۰۱
عرض باکولینگوال الوئول ۴۱	۶/۷۴±۰/۱۲
عرض مزیودیستال الوئول ۴۴	۶/۱۱±۰/۰۸
منتال فورامن(مارژین تحتانی منتال فورامن تا کرست مزیال الوئول ۴۵)	۱۹/۳۹±۰/۰۶
پاراسمفیز(عرض مندیبل در میدلاین)	۱۷/۸۴±۰/۱۰
طول مندیبل	۹۲/۰۵±۰/۱۲
طول ناحیه بی دندانی ۴و۵	۲۱/۲۸±۰/۰۴

میزان اختلاف اندازه گیریها روی تصاویر با مقدار استاندارد مقایسه شد و مقدار میانگین خطا و متوسط خطای استاندارد برای هر لندمارک محاسبه شد؛ نتایج این مقایسه در جدول ۲ آمده است. در جدول ۲ اعداد منفی نشان دهنده این است که مقادیر قرائت شده روی تصاویر بیشتر از مقدار استاندارد بوده و اعداد مثبت نشان دهنده مقادیر کمتراز استاندارد هستند؛ یعنی با توجه به مندرجات جدول ۲ در ۸۸/۴ درصد از موارد اندازه‌گیریها کوچکتر از استاندارد طلایی (underestimate) بوده اند. میانگین خطای درصدی در حالات مختلف تمایل مندیبل بین ۳/۲۲ درصد (برای حالت استاندارد بدون تمایل) و ۷/۴۳ درصد (برای تمایل به سمت بالا) محاسبه شد. برای مقایسه داده ها از آزمونهای T زوجی به منظور سنجش اختلاف بین اندازه گیریهای روی تصاویر با مقادیر استاندارد طلایی استفاده شد.

جدول۲- میزان اختلاف اندازه گیریها روی تصاویر با مقدار استاندارد

خطا / تکرار	میزان (میلی متر) (Mean±SD)					درصد				
لندمارک	اول	دوم	سوم	چهارم	پنجم	اول	دوم	سوم	چهارم	پنجم
۱	-۰/۱۸±۰/۲۸	-۰/۰۴±۰/۲۹	-۰/۰۸±۰/۳۴	۰/۰۱±۰/۴۵	۰/۰۱±۰/۲۷	۱/۸	۰/۴۱	۰/۸۳	۰/۱	۰/۱
۲	۰/۶۹±۰/۳۰	۰/۷۰±۰/۳۰	۰/۲۴±۰/۱۴	۰/۵۸±۰/۲۴	۰/۴۲±۰/۳۲	۶/۴	۶/۵۷	۲/۲۵	۵/۴۴	۳/۹۴
۳	-۰/۵۵±۰/۷۷	۰/۴۲±۰/۳۲	۰/۶۴±۰/۷۹	۱/۱۴±۰/۹۹	۰/۰۹±۰/۴۵	۴/۷۲	۳/۶	۵/۴۹	۹/۷	۰/۷۷
۴	-۰/۱۱±۰/۳۶	-۰/۲۳±۰/۳۸	-۰/۲۹±۰/۵۴	۰/۳۲±۰/۳۲	۰/۱۷±۰/۴۰	۰/۹۵	۲	۲/۵	۲/۷۸	۱/۴۸
۵	۰/۱۷±۰/۲۸	۱/۰۵±۰/۵۸	۰/۱۴±۰/۲۹	۰/۰۹۵±۰/۳۵	۰/۳۶±۰/۴۶	۱/۸	۱۱/۶۹	۱/۵۵	۱	۴
۶	۰/۳۱±۰/۱۷	۰/۸۶±۰/۱۷	۰/۰۱±۰/۲۳	۰/۰۸±۰/۵۰	۰/۲±۰/۱۶	۶/۱۵	۱۷/۰۶	۰/۱۹	۱/۵	۳/۹
۷	۱/۰۳±۰/۳۵	۰/۴۲±۰/۲۵	۰/۹۴±۰/۳۵	۱/۳۷±۰/۲۶	۱/۰۴±۰/۲۴	۱۵/۲۸	۶/۲۳	۱۳/۹۴	۲۰/۳۲	۱۵/۴۳
۸	۰/۲±۰/۴۲	۰/۷۳±۰/۳۲	۰/۲۲±۰/۲۲	۰/۴۲±۰/۴۹	۰/۳۳±۰/۴۱	۳/۲۷	۱۱/۹۴	۳/۶۰	۶/۸۷	۵/۴
۹	۱/۲±۰/۶۷	۱/۱±۰/۶۹	۰/۹۸±۰/۲۹	۰/۸۱±۰/۳۶	۱/۵±۰/۹۷	۶/۱۸	۵/۶۷	۵/۰۵	۴/۱۷	۷/۷۳
۱۰	۰/۴۳±۰/۲۳	۰/۷۱±۰/۴۶	۰/۴۶±۰/۴۰	۰/۷۸±۰/۵۲	۰/۳۹±۰/۳۰	۲/۴۱	۳/۹۷	۲/۵۷	۴/۳۷	۲/۱۸
۱۱	۱/۸۸±۰/۷۷	۱/۷۶±۰/۸۵	۲/۶۵±۰/۷۲	۰/۹۰±۰/۹۰	۲/۷±۰/۵۳	۲/۰۴	۱/۹۱	۲/۸۷	۰/۹۷	۲/۹۳
۱۲	۰/۴۸±۰/۵۲	۰/۳۶±۰/۴۳	۱/۱۱±۰/۷۹	۱/۰۹±۰/۷۸	۰/۶±۰/۳۶	۲/۲۵	۱/۶۹	۵/۲۱	۵/۱۲	۲/۸۱

عبارات اول تا پنجم به ترتیب نماینده مندیبل موازی افق،تمایل به سمت پایین، تمایل به سمت بالا،تمایل لترال وچرخش می باشند

Archive of SID
www.SID.ir

طبق نتایج این آزمون تفاوت تمام اندازه‌گیریهای روی تصاویرسه بعدی با مقدار استاندارد از نظر آماری معنادار بود و در مورد تصاویر دو بعدی این مقدار شامل ۵۲ درصد اندازه گیریها می شد. ($p<۰/۰۵$)

برای بررسی میزان همبستگی بین مشاهده‌گرها (Interexamimer correlation) و نیز همبستگی بین دو بار مشاهده توسط یک مشاهده‌گر(Intraexaminer correlation) از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. (جدول۳)

جدول۳- میزان همبستگی بین مشاهده گرها

	اول	دوم	سوم	چهارم	پنجم
همبستگی بین مشاهده گرها r [1] (Inter observer)	۰/۹۹۹	۰/۹۸۷	۰/۹۷۶	۰/۹۵۴	۰/۹۱۲
همبستگی در دوبار خوانش یک نفر r (Intra observer)	۰/۹۹۷	۱	۰/۹۹۸	۰/۹۹۷	۰/۹۹۹

در جدول ۴ نتایج حاصل از مقایسه مقدار استاندارد با اندازه گیری بر روی تصاویر پس از اصلاح تمایلهای اعمالی توسط نرم افزار، درج شده است. جدول به طور تفکیکی برای اندازه های انجام شده روی تصاویر دو بعدی و تصاویر سه بعدی ارائه شده است. (با توجه به اینکه حالت اول اسکن به صورت استاندارد با سطح اکلوزال موازی افق بوده، اصلاح فقط بروی حالات دوم تا پنجم انجام گرفته است.) برای مشاهده پراکنش داده‌ها در اندازه‌گیری‌های انجام شده روی تصاویر، منحنی رگرسیون مقدار استاندارد طلایی برحسب مقادیر اندازه‌گیریها رسم شد که پراکنش داده‌ها حول مقدار استاندارد میزان همبستگی بالایی بین مقادیر برای تمام حالات تمایل مندیبل نشان می داد.

جدول۴- مقدار استاندارد با اندازه گیری بروی تصاویر پس از اصلاح تمایلها توسط نرم افزار

	نتایج اندازه گیری روی تصاویردوبعدی		نتایج اندازه گیری روی تصاویرسه بعدی	
تمایل اصلاحی [1]	میزان (میلی متر)	ضریب‌پیرسون r^2 [2]	میزان (میلی متر)	ضریب پیرسون r
حالت دوم	-۰/۱۳±۰/۳۳	۰/۹۹۵	۰/۴۰±۰/۴۷	۱
حالت سوم	-۰/۰۸±۰/۴۶	۰/۹۸۵	۰/۳۶±۰/۳۸	۰/۹۹۹
حالت چهارم	۰/۲۳±۰/۴	۰/۹۹۱	۰/۷۳±۰/۶۶	۱
حالت پنجم	۰/۲۹±۰/۴	۰/۹۸۹	۰/۵۸±۰/۵۹	۰/۹۸۵

Archive of SID
www.SID.ir

بحث:

نتایج حاصل از این مقایسه نشان داد که در ۸۸/۴ درصد موارد اندازه گیری روی تصاویرCBCT کوچکتر از اندازه-گیریهای انجام شده روی مندیبل بود. میانگین اختلاف در حالات مختلف تمایل مندیبل بین ۰/۰۱-۲/۶۵ میلیمتر بدست آمد. در ۷۶ درصد از اندازه گیریها میانگین خطا کمتر از یک میلیمتر بود ، در ۱۶ درصد موارد میانگین خطا بین ۱-۱/۵ میلیمتر، در ۳/۳درصد موارد میانگین خطا بین ۱/۵-۲ میلیمتر و تنها در ۳/۳درصد موارد میانگین خطا بیش از ۲ میلیمتر مشاهده شد. در دو سوم موارد این اختلافها معنا دار بود که احتمالا ناشی از کوچک بودن انحراف معیارمی باشد چرا که آنالیز درصد خطا نشان داد که در ۸۵ درصد اندازه گیریها خطا کمتر از ۸ درصد بوده که در ۷۴ درصد آن میزان خطا به زیر ۵ درصد رسید. به جز شش مورد بقیه اندازه گیریها خطای زیر ۱۰ درصد داشتند،که در مطالعات مختلف به عنوان حاشیه امن (safety margin) در نظر گرفته شده است [۶،۱۳]. حالات مختلف تمایل مندیبل باعث ایجاد تغییر معنادار در اندازه‌گیریها نشد. چنین تفاوت معناداری بین نقاط مختلف نیز مشاهده نشد به طوریکه یک فاصله خطی بیش از دیگری از تمایل مندیبل متاثر شده باشد. پس از اصلاح تمایلهای اعمالی توسط نرم افزار و اندازه گیری مجدد فواصل روی تصاویر و مقایسه آن با مقدار استاندارد، اختلاف بین۰/۰۳ تا ۱/۵ میلیمتر به دست آمد.دراین حالت درصد اختلاف از ۸ درصد تجاوز نمی کرد و خطای بیش از ۱ میلیمتر تنها در یک مورد مشاهده شد (درلندمارک ۱۲ طول ناحیه بی دندانی ۴و۵ در تمایل لترالی مندیبل). از نقطه نظر تکرارپذیری در هردو حالت قبل و بعد از اصلاح تمایلها، همبستگی بالایی بین مشاهده گرها و نیز بین دو بار خوانش توسط یک مشاهده گر به دست آمد.

نتایج این پژوهش در مورد دقت اندازه گیریهای طولی با حاصل تحقیق Periago و همکاران همخوانی دارد هر چند که اندازه گیریهای آنها فقط در حالت موقعیت مطلوب انجام شده و تاثیر تمایلهای مختلف سر را بررسی نکردند. ایشان در ۴۰ درصد موارد خطای زیر ۱ میلیمتر ، در ۳۰ درصد موارد خطای بین ۱-۱/۵ میلیمتر، در ۲۰ درصد موارد خطای بین ۱/۵-۲ میلیمتر و در ۱۰درصد موارد خطای بیش از ۲ میلیمتر بدست آوردند که دو سوم این اختلافات معنی دار بودند، هر چند پس از آنالیز درصد خطا این مقادیر را از نظر کلینیکی قابل قبول دانستند. [۱۴]

Hassanو همکاران دقت اندازه گیری روی تصاویر CBCT جمجمه را در دو حالت مختلف (موقعیت ایده آل و حالت چرخیده) سنجیدند واختلاف بین اندازه‌گیری های مستقیم جمجمه با تصاویر سه بعدی، برشهای توموگرافیک دو بعدی و سفالوگرامهای دو بعدی را به ترتیب ۰/۵ ، ۱ و ۵ میلیمتر بدست آوردند. ایشان همچنین در سفالوگرامهای لترال و خلفی-قدامی بین دو حالت مختلف اسکن تفاوت مشاهده کردند و نتیجه گرفتند که این نماها به تمایل سر حساسند و برای آنالیز اورتودنسی مدل‌های سه بعدی نمایش سطحی را از همه مناسب تر دانستند. [۱۱] در پژوهش ما اندازه‌گیریهای انجام شده روی تصاویر سه بعدی اگرچه در تمام حالات اختلاف معنادار با مقدار استاندارد نشان داد اما میانگین اختلافشان از ۱/۰۹ میلیمتر بیشتر نبود و درصد خطای اندازه‌گیریها در حالت سه بعدی نیز زیر ۷/۴ درصد بود. در مجموع تفاوت محسوسی بین اندازه‌گیریهای انجام شده روی تصاویر سه بعدی ومقاطع کراس سکشنال دو بعدی مشاهده نشد.

Bercoو همکاران نیز اثر تمایل مندیبل(حالت ایده آل و تمایل۴۵ درجه) روی اندازه گیریهایCBCT را سنجیدندو به نتایج بسیار دقیقی با خطای مطلق ۰/۲۱- تا ۰/۲۹ میلیمتر و درصد خطای ۱/۱- تا ۰/۸۹درصد رسیدند، آنها بین حالات مختلف اسکن تفاوتی مشاهده ننمودند و این مقدار خطا را نیز به دلیل قرار گرفتنش در محدوده سایز وکسل (۰/۴ میلیمتر) بی اهمیت دانستند. نتایج Berco در مقایسه با دیگر تحقیقات در این حوزه، از جمله تحقیق حاضر، از همه دقیق تر است. [۱۵]

Archive of SID

www.SID.ir

مطالعات دیگری که اثر تمایل سر بر دقت اندازه گیریهای خطی روی تصاویرCBCT را بررسی کرده اند شامل مطالعه Tomasiوهمکاران وEl-Beialy و همکاران می باشد، که اولی فواصل خطی روی یک مندیبل(تقریبا مشابه با نواحی اندازه‌گیری شده در پژوهش حاضر) را تحت دو زاویه مختلف (حالت ایده آل و ۴۵ درجه) را سنجیده و دیگری فواصلی را روی جمجمه خشک(حالت ایده آل و پنج تمایل مختلف) را بررسی نموده است. این پژوهشگران در گزارش خود میانگین خطا برای هر یک از فواصل مورد بررسی در هر یک از تمایلهای مختلف اعمالی را ذکر ننموده اند و از کل داده ها برای هر حالت تمایل سر میانگین گرفته، خطای کلی را عنوان نموده اند Tomasi) میزان خطای ۰/۳۶ و ۰/۴۸میلیمتررا برای دو تمایل اعمالی وEl-Beialy خطای ۰/۲۶-، ۰/۵۵-، ۰/۲۲-، ۰/۳۳-، و۰/۵۶- میلیمتر را برای پنج حالت تمایل مختلف گزارش کرده اند) [۱۰،۱۲] که بدین لحاظ گزارشات آنها با نتایج پژوهش ما قابل قیاس نیست؛ به نظر میرسد این روش میانگین گیری تمایل دارد که نتایج را بهتر از آنالیز تفکیکی داده ها بنمایاند. (با این روش میانگین گیری در پژوهش حاضر میزان خطا برای پنج تمایل مختلف به ترتیب ۰/۰۴، ۰/۲۵، ۰/۲۴، ۰/۱۹ و۰/۱۲ میلیمتر به دست می آمد.) اما از لحاظ همبستگی بالای میان مشاهده گران نتایج ایشان با تحقیق حاضر همسو است.

پژوهش دیگری نیز در این زمینه توسط اردوخانی و همکاران انجام گرفته که شامل شش اندازه گیری خطی روی ۵ مندیبل خشک در چهار زاویه مختلف می باشد. نتایج ،اختلاف معنادار بین اندازه گیریهای انجام شده روی اسکن حالت استاندارد و دیگر حالات تمایل را در شش ناحیه نشان داد ، که درصد خطای زیر ۱۰ درصد داشتند؛ پس از اصلاح تمایلها توسط نرم افزار اختلاف معنادار تنها در دو مورد مشاهده شد و اختلافات در محدوده ۱± میلیمتر بودند. آنها نتیجه گرفتند که بخصوص در صورت اصلاح چرخش سر قبل از انجام اندازه گیری، نتایج حاصل از اندازه گیری از نظر کلینیکی قابل اعتماد است. [۱۳] در مقام مقایسه در تحقیق ما قبل از اصلاح چرخشها خطای زیر ۱۰درصد در ۸۸/۳۴ درصد موارد مشاهده شد و پس از اصلاح تمایلها با نرم افزار نیز به جز یک مورد اختلاف اندازه‌ها در محدوده ۱± میلیمتر بود. هرچند در تحقیق اردوخانی مقادیرخوانده شده روی اسکنهای با زوایای مختلف با اندازه‌گیری حاصل از اسکن در حالت استاندارد سر مقایسه می شدند نه با اندازه‌گیری های مستقیم آنتروپومتری روی خود مندیبل، مشابه آنچه که ما انجام دادیم.

در مطالعه شهیدی و همکاران نیز تفاوت معناداری در اندازه گیری عمودی و افقی در ده حالت مختلف سر با تغییرات اندک مشاهده نشد. [۱۶]

شیخی و همکاران در پژوهش خود در مورد تاثیر موقعیت سر بر روی دقت اندازه گیریها روی تصاویر به دست آمده از CBCT اختلاف بین ۰/۰۵- ۰/۴۵ میلیمتر را بین اندازه گیریهای کولیس و اندازه‌گیریهای انجام گرفته روی اسکنها مشاهده نمودند. با وجود معنادار بودن اختلاف بین اندازه گیریها به دلیل کوچک بودن مقدار خطا، نتیجه گرفتند که تاثیر تغییر موقعیت سر حین اسکن بر دقت اندازه‌گیریها، از اهمیت کلینیکی برخوردار نیست. [۱۷]

در مجموع نتایج تحقیقات انجام شده روی دقت ابعادی اسکنهای CBCT در حالات مختلف سربا لحاظ نمودن یک حاشیه اطمینان ۱۰ درصدی از نظرکلینیکی قابل قبول تلقی می شوند؛[۱۳،۶] اما در مورد پژوهشهای انجام شده روی سی تی اسکن پزشکی به عنوان اولین مودالیته تصویربرداری که قادر به ارائه تصاویر سه بعدی اجسام بود. موضوع به شکل دیگری است. نتایج این تحقیقات چندان رضایتبخش نیست به طوریکه Kim و همکاران وKohavi و همکاران در پژوهشهای خود مشاهده نمودند که با تغییر زاویه مندیبل حین اسکن، اندازه‌گیری ها دستخوش تغییر می شدند که این اختلاف به ۳۱ تا ۲۶ درصد می رسید [۲،۳] Choi نیز با تغییر زاویه گانتری حین اسکن تغییرات فاحش در اندازه را مشاهده نمود. [۴]

Archive of SID
www.SID.ir

برای تایید اعتبار روشهای تصویر برداری کرانیوفیشال استفاده از جمجمه انسان روشی متداول و قدیمی است. مزیت مطالعه بر روی جمجمه خشک این است که امکان اندازه‌گیری‌های آنتروپومتریک مستقیم را فراهم می‌کند که می‌تواند به عنوان استانداردی برای مقایسه های آتی استفاده شود.[۱۵] در این راستا مطالعاتی که از چندین جمجمه استفاده

می‌کنند و با استفاده از آن برای هر اندازه گیری یک میانگین استخراج می‌شود با این مشکل مواجهند که تنوعات میانگین به دست آمده، بیش از تنوعات میانگین مستخرج از اندازه‌گیریهای تکراری یک جمجمه خواهد بود و لذا برای ردیابی اختلافات اندک بین مقادیر قرائت شده از روی گرافیها با مقدار استاندارد حساسیت کمتری دارند[۱۰،۱۲،۱۸]

علل تفاوت در گزارشات محققین مختلف می‌تواند به دلیل استفاده از دستگاههای CBCT مختلف باشد که در ایجاد موقعیت بیمار، زمان اسکن و زمان بازسازی، نوع دتکتور ، ناحیه تصویر برداری، رزولوشن و دوز رادیاسیون با هم متفاوتند؛ لذا شاید نتوان نتایج حاصل از یک دستگاه CBCTرا به راحتی به نتایج بدست آمده از دستگاههای دیگر تعمیم داد.[۱،۴] علت دیگر تفاوت در گزارشات می تواند ماهیت نشانگرهای مورد استفاده برای مشخص نمودن لندمارکها و رزولوشن اسکن باشد.[۳] با استفاده از نشانگرهای رادیواوپک، دقت اندازه‌گیری تا حدودی به سایز آن مارکر محدود می‌شود همین امر می‌تواند تا حدی توجیه کننده خطای زیاد گزارش شده در پژوهشهایی مثل Lascalaباشد که از مارکرهای ۲ میلیمتری استفاده کرده بودند.[۱۸] به همین دلیل برخی محققین مانند Periago وهمکاران وTomasi و همکاران از هیچ مارکری استفاده نکردند که این امر باعث شباهت بیشتر شرایط پژوهش به شرایط کلینیکی خوانش رادیوگرافی بیمار نیز می شود [۱۰،۱۴]

از محدودیتهای پژوهش حاضر عدم وجود بافت نرم بر روی مندیبل خشک است که احتمالا باعث می شود نتایج اندازه گیری ها کمی از نتایج به دست آمده در کلینیک دقیق تر باشد چرا که تضعیف پرتو ناشی از بافت نرم می‌تواند باعث اندکی تنزل کیفیت تصویر و مشکل در شناسایی لندمارک مورد نظر شود.

نتیجه گیری:

با توجه به قابلیت اعتماد و تکرارپذیری اندازه گیریهای انجام شده روی CBCT در حالات مختلف سر به نظر می‌رسد مادامی که سر بیمار حین اسکن ثابت است استفاده از نگهدارنده چانه و لب برای تهیه تصویر در موقعیت ایده‌آل توصیه شده ضروری نمی‌باشد، به خصوص در صورتیکه قبل از انجام اندازه گیری چرخشهای احتمالی سر توسط نرم افزار اصلاح شوند. می‌توان در مواردی که انتظارحرکت بیمار هست مانند تهیه تصویر از کودکان کم سن یا بیماران ناتوان به استفاده از رست پیشانی فقط به منظور ثابت نگه داشتن سر اکتفا نمود.

Archive of SID

References:

1- Heiland M, Schmelzle R, Hebecker A, Schulze D.Diagnostic possibilities of cone-beam computed tomography in the facial skeleton. Dentomaxillofac Radiol. 2004 Mar;33(2):130-2 .

2- Kim KD, Jeong HG, Choi SH, Hwang EH, Park CS. Effect of mandibular positioning on preimplant site measurement of the mandible in reformatted CT. Int J Periodontics Restorative Dent. 2003 Apr;23(2):177-83

3- Kohavi D,Bar-ziv J,Marmary Y.Effect of axial plane deviation on cross-sectional height in reformatted computed tomography of the mandible. Dentomaxillofac Radiol. 1997 May;26(3):189-91 .

4- Choi SC,Ann CH,Choi HM, Heo MS,Lee SS. Accuracy of reformatted CT image for measuring the pre-implant site:analysis of the image distortion related to the gantry angle change. Dentomaxillofac Radiol. 2002 Jul;31(4):273-7 .

www.SID.ir

5- Sforza NM, Franchini F, Lamma A, Botticelli S, Ghigi G. Accuracy of computerized tomography for the evaluation of mandibular sites prior to implant placement. Int J Periodontics Restorative Dent. 2007 Dec;27(6):589-95.

6- Dantas JA, Montebello Filho A, Campos PS. Computed tomography for dental implants: the influence of gantry angle and mandibular positioning on the bone height and width. Dentomaxillofac Radiol. 2005 Jan;34(1):9-15.

7- Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortesniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. Dentomaxillofac Radiol. 2009 Sep;38(6):367-78.

8- White Stuart C, Pharoah M J. Oral radiology: principles and Interpretations,6th ed. St. Louis :Mosby, 2008:225-243 and 597-612.

9- Mischkowski RA, Zinser MJ, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zoller JE. Intraoperative navigation in the maxillofacial area based on 3D imaging obtained by a cone-beam device. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007 Aug;36(8):687-94

10-Tomasi C, Bressan E, Corraza B, Mazzoleni S, Stellini E, Lith A. Reliability and reproducibility of linear mandible measurements with the use of cone-beam computed mography and two object inclinations. Dentomaxillofac Radiol. 2011 May; 40(4): 244-50.

11-Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. Eur J Orthod. 2009 Apr;31(2):129-34

12-El-Beialy AR, Fayed MS, El-Bialy AM, Mostafa Ya. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: influence of head orientation. Am J Orthod Dentofacial Orhtop. 2011 Aug; 140 (2):157-65.

13-Ordookhani AR, Panjnoosh M. Effect of mandibular plan changing on linear measurements in CBCT. Proceeding of the fourth congress of Oral and maxillofacial radiology. 2012 Feb 15-17; Isfahan, Iran .

14-Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG.Linear Accuracy and Reliability of Cone Beam CT Derived 3-Dimentional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. Angle Orthod. 2008 May;78(3):387-95

15-Berco M, Rigali PH Jr, Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA.

16-Accuracy and reliability of linear cephlometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009 Jul;136(1):17

17-Shahidi SH, Feiz A. Effect of Minor Amendments of Patient's Position on the Accuracy of Linear Measurements Yielded from Cone Beam Computed Tomography. J Dent Shiraz Univ Med Scien. 2013; 14(1):1-5

18-Sheikhi M, Ghorbanizadeh S, Abdinian M, Goroohi H, Badrian H. Accuracy of linear measurements of Galileos cone beam computed tomography in normal and different head positions. Int J Dent. 2012;2012:214954.

19-Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofac Radiol. 2004 Sep;33(5):291-4.

Archive of SID

www.SID.ir