(مقالهٔ پژوهشی)

ارزیابی تأثیر حرکت مندیبل خشک انسان بر اندازه‌گیری‌های خطی و کیفیت توسط توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی - مطالعه آزمایشگاهی

آرش دباغی[1]، ساناز شریفی[1]، مهدی پورمهدی بروجنی[2]، سهیلا بیاتی[3*]، طاهره ظاهری[3]

۱- استادیار گروه رادیولوژی دهان و فک و صورت.
۲- استادیار گروه بهداشت مواد غذایی.
۳- دستیار رادیولوژی دهان و فک و صورت.

۱و۳-گروه رادیولوژی دهان و فک و صورت، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، ایران.
۲- گروه بهداشت مواد غذایی، دانشکده دامپزشکی، دانشگاه شهید چمران اهواز، ایران.

* نویسندهٔ مسؤول:
سهیلا بیاتی؛ گروه رادیولوژی دهان و فک و صورت، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، ایران.
تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۶۴۱۱۰۴۰
Email: soheylabayati7488@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: نقش توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی در تصویربرداری ناحیهٔ دهان و فک و صورت به خوبی شناخته شده است و کاربردها و امکاناتش در حال افزایش است. یکی از مشکلات اصلی که به صورت حل نشده باقی مانده است، حرکات ناخواستهٔ بیمار، حین تصویربرداری است. هدف از این مطالعه، ارزیابی تأثیر حرکت مندیبل خشک انسان براندازه‌گیری‌های خطی و کیفیت با توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی می‌باشد. اگرچه آرتیفکت‌های حرکتی یک مشکل شایع در بررسی روتین خصوصاً در تشخیص بیماران اطفال می‌باشد ولی تنها مطالعات کمی در این موضوع در بین مقالات یافت می‌شود.

روش بررسی: در این مطالعهٔ تحلیلی آزمایشگاهی، از ۱۰ مندیبل خشک بدون دندان انسان بالغ استفاده شد. ارتفاع، عرض و کیفیت تصاویر در ۳ ناحیه (میدلاین، خلف راست و خلف چپ) بر روی هر مندیبل ارزیابی شد. از سه نفر رادیولوژیست فک و صورت، به صورت مستقل از یکدیگر جهت ارزیابی و نمره دادن به تصاویر توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی استفاده شد. آنالیز با اندازه‌گیری‌های تکراری واریانس، تست LSD و paired samples t.test انجام شد.

یافته‌ها: هیچ تفاوت آماری معناداری بین سه مشاهده‌گر در بررسی ابعاد فک (ارتفاع و عرض) در وضعیت بدون حرکت و با حرکت دیده نشد. ولی در بررسی پارامترهای مربوط به کیفیت بین سه مشاهده‌گر تفاوت معنادار بود.

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های مطالعهٔ حاضر، نتیجه می‌گیریم که هیچ تفاوت آماری معناداری بین سه مشاهده‌گر در بررسی ابعاد فک (ارتفاع و عرض) مشاهده نشد، همچنین هیچ تفاوت آماری معناداری در بررسی ابعاد فک بین حالت با حرکت و بدون حرکت مشاهده نشد؛ ولی نظر فرد مشاهده‌گر در بررسی کیفیت، تأثیرگذار است.

کلید واژگان: توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی، مندیبل، آرتیفکت حرکتی.

دریافت مقاله: 1391/1/16 **دریافت مقالهٔ اصلاح‌شده**: 1391/4/6 **اعلام قبولی**: 1391/4/11

مقدمه

توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی (CBCT) تکنولوژی جدیدی است که ابتدا در سال ۱۹۸۲ برای آنژیوگرافی معرفی و سپس برای تصویربرداری فک و صورت به کار گرفته شد (۱). اصول توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی از توموگرافی کامپیوتری مدیکال (CT) متفاوت است. در توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی تمام اطلاعات از یک چرخش منبع – دتکتور حول سر بیمار در حدود ۲۰ ثانیه به دست می‌آید، سپس این نتایج که یک سری تصاویر دو بعدی از زوایای مختلف می‌باشند، به فرم اطلاعات سه بعدی، بازسازی می‌شوند (۲).

مزایای توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی نسبت به توموگرافی کامپیوتری، دوز اشعهٔ کمتر، قابلیت تصویربرداری عالی بافت‌های سخت، رزولوشن بالا، توانایی اسکن بیمار در یک وضعیت ایستاده (up right) و هزینهٔ کمتر دستگاه می‌باشد. با وجود تکنولوژی‌های در سطح بالا و امکانات در حال افزایش در رابطه با توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی، ولی مشکل اصلی که هنوز حل نشده، حرکات ناخواستهٔ بیمار در طول اسکن می‌باشد و تمام راه حل‌های سخت‌افزاری که جهت ثابت نگهداشتن سر بیمار در یک موقعیت ثابت به کار برده می‌شوند، دارای محدودیت‌هایی می‌باشند (۲). باید توجه داشت که برای کاهش حرکت سر، راحتی بیمار بسیار مهم است. از آنجایی‌که زمان اسکن اغلب بیش از تصویربرداری پانورامیک است، لذا مکانیزم نگهداشتن سر، از اهمیت به‌سزایی برخوردار است (۱). آرتیفکت‌ها یکی از مهم‌ترین فاکتورهای کاهش کیفیت تصویر در توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی هستند و نقش مهمی در کاهش دقت تشخیص دارند، چرا که ساختار آناتومیک پنهان مانده یا کاملاً بدشکل می‌شود. یکی از آرتیفکت‌های کاهش کیفیت، حرکت بیمار در طی اسکن می‌باشد که ایجاد خطوط (streaks) یا اثر محوکننده (blurring) در یک تصویر می‌نماید (۳).

توماس هانزلکا (Tomas Hanzelka) و همکارانش در سال ۲۰۱۰ در کشور چکسلواکی، روشی نرم‌افزاری برای کاهش تأثیر منفی حرکت بیمار بر کیفیت تصاویر توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی (CBCT) ارائه دادند. آنها با استفاده از یک سری علایم کروی رادیواپک در نواحی استخوانی مانند بینی، چانه، استخوان گونه یا دندان‌ها توانستند تصویر حقیقی‌تری در بیماران دارای حرکت به دست آورند. نمای علایم بر روی تصاویر سه بعدی، با حرکت بیمار محو شده (blurred) و سایز آنها کمی بزرگتر و شکل آنها نامنظم‌تر شده بود؛ ضمناً نما و سایز علایم با وسعت حرکت بیمار متناسب بود. سپس با یک سری برنامهٔ کامپیوتری، تصحیح تا جایی که محوشدگی علایم به حداقل برسد، انجام می‌شد و از این طریق اصلاح ساختارهای آناتومیک صورت می‌پذیرفت (۲).

از آنجایی که بزرگترین مشکل توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی حرکت بیمار می‌باشد (۲)، این سؤال در ذهن مطرح می‌شود که چه میزان حرکت بیمار باعث کاهش دقت تشخیص تصویر می‌شود و چنانچه بیمار حین تصویربرداری حرکت کرد، آیا اکسپوژر متوقف شود و مجدداً تصویربرداری انجام گیرد یا اینکه تصویربرداری ادامه یابد؟ از آنجا که در صورت اشتباه در تصمیم‌گیری دوز قابل توجهی از اشعه جذب بیمار می‌شود، لذا پاسخ به این سؤال ضروری است. بدیهی است که کسب تجربه در این خصوص که آیا حرکت تأثیر مشخصی در اندازه-گیری‌های کمی و کیفی داشته است. به دلیل دوز بیمار از طریق کلینیکی (invivo) میسر نبوده و به طریق آزمایشگاهی (invitro) انجام می‌شود، به همین دلیل در این تحقیق ما با ایجاد انواع حرکات در جهات مختلف به

تأثیر آنها بر کیفیت و کمیت تصاویر بازسازی شده پرداختیم.

روش بررسی

در این مطالعهٔ تحلیلی آزمایشگاهی، از ۱۰ عدد مندیبل بدون دندان خشک انسانی استفاده شد. جهت شبیه‌سازی بافت نرم ۴ لایه موم قرمز کاوکس (Covex) بر روی مندیبل‌ها قرار داده شد. سپس ۳ عدد مارکر فلزی بسیار کوچک (در حد یک یا دو میلی‌متر) در میدلاین و خلف (راست و چپ در محل مولر اول) بر روی موم‌ها گذاشته شد. در بررسی ابعاد فک (ارتفاع و عرض) ناحیهٔ قدام که حساسترین قسمت در بازسازی‌های توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی می‌باشد و جهت بررسی کیفیت تصاویر، ناحیهٔ خلف مندیبل (در ناحیهٔ تقریبی مولر اول یعنی حدود نیم سانتی‌متر عقب‌تر از فورامن منتال) که دارای ساختارهای ظریفی چون کانال مندیبولار می‌باشد، انتخاب شد.

در این مطالعه جهت ایجاد حرکت، حین تصویربرداری، دستگاهی ساخته شد که قابلیت حرکت در محور y (جهت عمودی)، به اندازه ۲، ۴ و ۷ میلی‌متر، در مدت زمان ۲ ثانیه را داشت.

این دستگاه از دو بخش اصلی تشکیل شده است:

۱- بخش مکانیکی، که شامل یک استپرموتور است، یک شفت و کوپل و اتصالات مربوط به تبدیل حرکت دورانی به خطی است.

۲-کنترل پانل، که شامل مدارات و کلیدهای کنترل دستگاه برای وضعیت‌های مختلف کار دستگاه می‌باشد.

در بخش مکانیکی، از یک استپرموتور ۱۲ ولت با گام ۱/۸ درجه استفاده شده است.

بخش الکترونیکی دستگاه شامل مدارات راه‌انداز استپرموتور و کنترلی برای کنترل حالات مختلف کار دستگاه است.

مدارات راه‌انداز شامل آی سی L297 برای ایجاد توالی موردنیاز برای موتور و L298 که به عنوان درایور می‌باشد. همچنین از ری‌زپردازندهٔ ATMEGA32 برای کنترل استفاده شده است. همچنین از یک باتری ۱۲ ولت، ۷/۲ آمپر به عنوان منبع تغذیه اصلی این دستگاه استفاده شده است. این دستگاه دارای سینی است که با قرار گرفتن روی شفت و قرار گرفتن یونولیت روی آن و مندیبل روی یونولیت، از اختلال قسمت‌های فلزی دستگاه در تصویربرداری جلوگیری می‌شود.

مجموعهٔ صفحهٔ فلزی، یونولیت و مندیبل روی یک سه‌پایه دوربین عکاسی در دستگاه توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی مدل Pro Max 3D (planmeca , finland) که برای تهیهٔ تصاویر توموگرافی در نظر گرفته شده بود، قرار می‌گرفت (شکل۱). باتوجه به اینکه از هیچ نمونهٔ زندهٔ انسانی یا حیوانی استفاده نشد و مطالعه برروی جمجمهٔ خشک، به صورت آزمایشگاهی انجام گرفت، نیاز به اخذ رضایت‌نامه نبود؛ البته با رعایت پروتکل حفاظت در برابر اشعه برای فردی که تصاویر را تهیه می‌کرد، ملاحظات اخلاقی رعایت می‌شد. از هر نمونه مندیبل، ۴ سری تصویربرداری در وضعیت بدون حرکت و با حرکت (۲، ۴ و ۷ میلی‌متر) تهیه شده و تمام حرکات در وسط زمان تصویربرداری (ثانیه ۶) القا می‌شد (شکل-های۲و۳و۴و۵). در مجموع ۴۰ سری تصویربرداری با 8 field of view (FOV) در 8 (بزرگتری‌ن اندازه دستگاه) تهیه شد. سپس تصاویر بازسازی شده، توسط سه رادیولوژیست فک و صورت با سابقهٔ بررسی تصاویر توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی مشاهده شد. تصاویر به صورت کاملاً تصادفی در اختیار هر مشاهده‌گر قرار گرفت و هر مشاهده‌گر به طور مستقل از دیگری، تصاویر را بررسی کرده و نتیجهٔ ارزیابی در فرم‌های اطلاعاتی وارد می‌شد.

در بررسی ابعاد فک، برای ارتفاع، بالاترین نقطهٔ لبهٔ کرست تا پایین‌ترین نقطهٔ کورتکس تحتانی محاسبه می‌شد و برای عرض فک هم برجسته‌ترین نقطهٔ باکالی تا برجسته‌ترین نقطهٔ لینگوالی کورتکس در نظر گرفته شده و به میلی‌متر نوشته می‌شد.

نمرات مربوط به کیفیت تصاویر (کورتکس باکال، کورتکس لینگوال، کرست آلوئولار و کانال مندیبولار) برای سمت چپ و راست به صورت زیر به دست می‌آمد:

۰ = حدود غیرقابل تشخیص

۱ = حدود تقریباً مشخص

۲ = حدود مشخص در برخی نواحی

۳ = حدود مشخص در اغلب نواحی

۴ = حدود مشخص در تمام نواحی

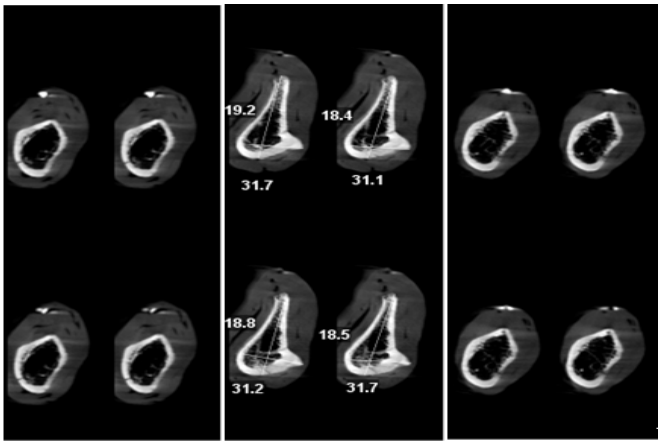
مجموع نمرات این ۴ عنصر آناتومیک که نمره‌ای بین ۰ تا ۱۶ بود، به عنوان شاخصی جهت کیفیت کلی تصاویر در سمت راست و چپ در نظر گرفته می‌شد.

سپس نتایج به دست آمده از بررسی مشاهده‌گرها، تحت آنالیز آماری قرار گرفت.

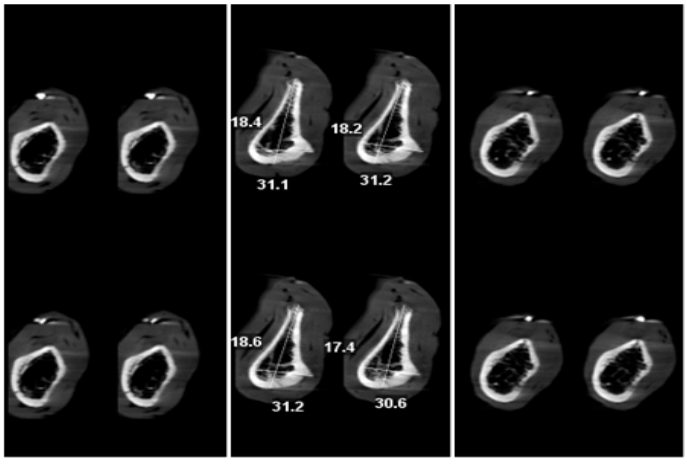
یافته‌ها

اطلاعات به دست آمده از فرم‌های اطلاعاتی مربوط به نتایج بررسی سه مشاهده‌گر، با استفاده از نسخهٔ ۱۶ نرم‌افزار آماری SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. در این مطالعه از آنالیز واریانس با اندازه‌گیری تکراری (Repeated measures analysis of variance)، آزمون paired samples t.test و آزمون LSD (least significant difference) برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. در بررسی ابعاد فک (ارتفاع و عرض) بین سه مشاهده‌گر در وضعیت‌های بدون حرکت و با حرکت، هیچ تفاوت معناداری دیده نشد ($p<۰/۰۵$)؛ در بررسی کیفیت تصاویر، در اکثر موارد بین مشاهده‌گرها، اختلاف معنادار وجود داشت ($p<۰/۰۵$). با توجه به اینکه، در بررسی تصاویر و ارزیابی پارامترهای مربوط به کیفیت، استاندارد برتری (gold) نداشتیم، لذا از روی نتایج به دست آمده از فرم‌های اطلاعاتی سه مشاهده‌گر، نمی‌توانستیم قضاوت کنیم که نظر کدامیک به واقعیت نزدیک‌تر است. از این رو بعد از مشاهده وجود اختلاف معنادار بین سه مشاهده‌گر، جهت بررسی تأثیر حرکت فک بیمار در تصاویر بازسازی شده توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی، بر کیفیت، از نتایج یکی از مشاهده‌گرها که تجربهٔ بیشتری در بررسی تصاویر توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی داشت، استفاده شد. در بررسی تأثیر حرکت فک بر روی کیفیت، مواردی که اختلاف معنادار نبود ($p>۰/۰۵$)، در کورتکس باکال راست، کورتکس باکال چپ، کورتکس لینگوال راست، کرست آلوئول راست، کانال مندیبولار راست و کیفیت کلی راست می‌باشد.

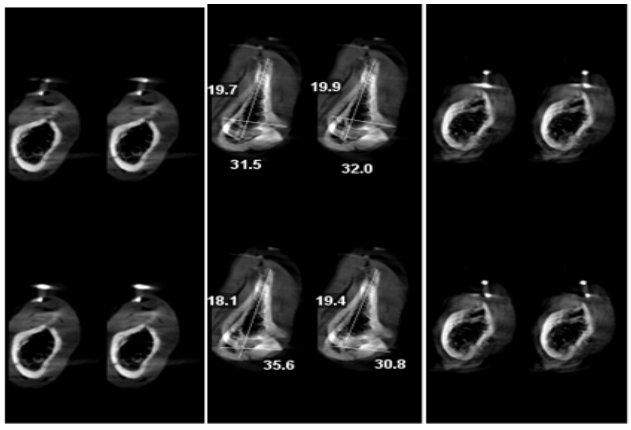
شکل 1: وضعیت قرارگیری نمونه در دستگاه **CBCT**



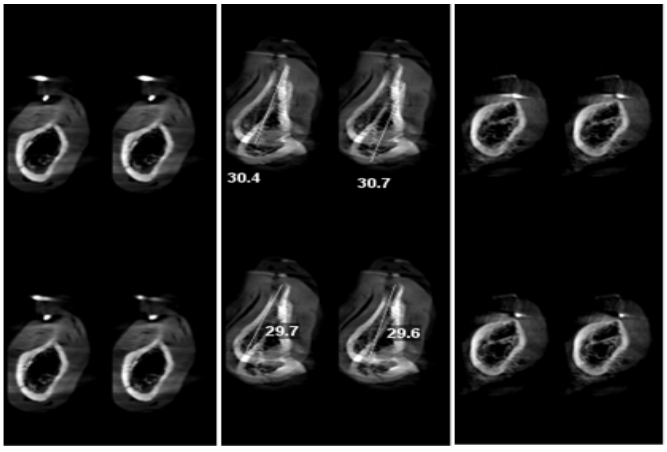
شکل 2: تصاویر بازسازی شده **CBCT** از یک نمونه در وضعیت بدون حرکت



شکل 3 (ادامه شکل 2): نمونه‌ای از تصاویر بازسازی‌شده بعد از 2 میلی‌مترحرکت



شکل 4 (ادامه شکل 2): نمونه‌ای از تصاویر بازسازی‌شده بعد از 4 میلی‌مترحرکت



شکل 5(ادامه شکل2): نمونه‌ای از تصاویر بازسازی‌شده بعد از 7 میلی‌مترحرکت

بحث

طی دهه‌های اخیر روش‌های مختلفی جهت ارزیابی ناحیهٔ فک و صورت ابداع شده‌اند. رادیوگرافی‌های داخلی دهانی و خارج دهانی مختلف و اخیراً نیز دستگاه توموگرافی کامپیوتری با اشعهٔ مخروطی از جمله این موارد هستند (۵ و۴). توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی در ناحیهٔ ماگزیلوفاسیال برای ارزیابی ضخامت-های استخوانی، بررسی موقعیت سه‌بعدی ایمپلنت، تشخیص و جراحی ضایعات فکی، طرح درمان ضایعات پری‌آپیکال، آنالیز لندمارک‌های مختلف در ارتودنسی و ... می‌تواند بسیار مفید واقع شود (۷ و ۶). یک رادیوگرافی زمانی ایده‌آل است که اندازه‌گیری‌های مختلف با دقت بالا بر روی آن امکان‌پذیر باشد، دلایل متعددی برای نداشتن حصول به این امر وجود دارد که مهم‌ترین آنها، اعوجاج (distortion) تصویر می‌باشد (۱).

دو عامل عمده در اعوجاج تصویر رادیوگرافی خارج دهانی شامل، موقعیت بیمار (position) و تنظیمات دستگاه هستند (۸). در توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی، حرکت سر بیمار، فک یا بلع، روی کیفیت تمام اطلاعات حجمی (Volume data) اثر می‌گذارد، در حالی که در توموگرافی کامپیوتری کانونشنال (CT)، تنها آن برش‌هایی (Slices) که در طول آن حرکت رخ داده، تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۹). از جمله روش‌های کاهش محوشدگی حرکتی (motion blur)، کاربرد کوتاه‌ترین زمان اکسپوژر ممکن و محدود کردن حرکت بیمار با آموزش آن یا استفاده از وسایل مهارکننده یا نگهدارنده می‌باشد (۱۰).

بلاتنر (Blattner) و همکارانش در سال ۲۰۱۰ در کانزاس آمریکا به بررسی Root Canal System در دندان‌های انسان با استفاده از دستگاه توموگرافی کامپیوتری اشعه مخروطی پرداختند. آنها در این تحقیق ۲۰ دندان مولر را بررسی و برای تشابه با وضعیت طبیعی در قطعه‌ای از فک خوک قرار داده و برای شبیه‌سازی بافت نرم از موم قرمز استفاده کردند (۱۱). در مطالعهٔ ما نیز از استخوان خشک (فاقد بافت نرم) و از موم قرمز به عنوان شبیه‌ساز بافت نرم استفاده شد.

نای‌تو (Naitoh) و همکارانش در سال ۲۰۰۶ در ژاپن به بررسی نقش زاویه پلن توموگرافی انتخاب شده در کیفیت تصاویر حاصل از توموگرافی خطی پرداختند. از یک دستگاه پانورامیک با عملکرد توموگرافی خطی برای تهیهٔ تصاویر کراس‌سکشنال فک پایین استفاده نمودند. رادیو گرافی‌ها از ناحیهٔ مولر مندیبل ۱۰ جمجمهٔ خشک انسان به صورت دو طرفه تهیه گردید. زاویهٔ

مذکور به صورت افقی در محدودهٔ ۲۰- تا ۲۰+ درجه تغییر داده شد. کیفیت تصاویر ۴ ساختمان آناتومیک (آلوئولار کرست، کورتکس با کال ولینگوال و کانال مندیبولار) با مشاهده توسط سه رادیولوژیست فک و صورت، بررسی شد.

آنها پلان توموگرافی که نشان‌دهندهٔ نازک‌ترین عرض باکولینگوالی در آن ناحیه بود را به عنوان پلن توموگرافی مناسب انتخاب کرده و بقیهٔ تصاویر را که دارای چرخش بود با آن مقایسه کردند و نشان دادند که چرخش در محدودهٔ ۴/۲ درجه‌ای از ۱/۷- تا ۲/۵ درجهٔ کیفیت تصویر مطلوب می‌باشد و این امر حاکی از آن است که انتخاب زاویهٔ صحیح در تصاویر توموگرافی از اهمیت به‌سزایی برخوردار است (۱۲).

هر چند این تحقیق کاملاً در راستای پژوهش ما نبود اما در خصوص استفاده از لندمارک‌های مهم جهت تعیین کیفیت تصویر و مشاهدهٔ تصاویر توسط سه مشاهده‌گر و نحوهٔ نمره‌دهی کمک شایانی می‌کند.

در این مطالعه برای هر مندیبل ۴ تصویربرداری با دستگاه Pro Max 3D در وضعیت بدون حرکت و با حرکت تهیه می‌شد، متغیرهایی که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت، ابعاد (ارتفاع و عرض) و کیفیت تصاویر (کورتکس باکال، لینگوال، وضعیت کرست آلوئولار و کانال مندیبولار، در راست و چپ) می‌باشند.

بعد از آنالیز آماری، در بررسی ابعاد (ارتفاع و عرض) فک، بین سه مشاهده‌گر، در وضعیت‌های بدون حرکت و با حرکت (۲، ۴ و ۷ میلی‌متر) هیچ اختلاف معناداری مشاهده نشد. همچنین در بررسی تأثیر حرکت برروی ابعاد با مقایسهٔ دوبه‌دو بین حالت‌های مختلف بدون حرکت و با حرکت هیچ اختلاف معناداری مشاهده نشد. در حالی که در بررسی کیفیت تصاویر بین سه مشاهده‌گر اختلاف معنادار بود ($P<۰/۰۵$). به عبارتی در تشخیص کیفیت تصاویر، نظر فرد مشاهده‌گر، می‌تواند متفاوت از دیگری باشد و این مسأله تأثیرگذار است.

جهت بررسی تأثیر حرکت بر روی کیفیت از نتایج یکی از مشاهده‌گرها که تجربهٔ بیشتری در بررسی تصاویر توموگرافی کامپیوتری اشعهٔ مخروطی داشته، استفاده شد. که در بررسی تأثیر حرکت بر کیفیت، در کورتکس لینگوال چپ، کرست آلوئولار چپ، کانال مندیبولار چپ و کیفیت کلی چپ، تفاوت معنادار بود.

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های مطالعهٔ حاضر در خصوص عدم تفاوت معنادار بین مشاهده‌گرها در بررسی ابعاد فک (ارتفاع و عرض) و همچنین نبودن تفاوت معنادار در بررسی ابعاد در حالت‌های مختلف بدون حرکت و با حرکت و وجود تفاوت معنادار در پارامترهای کیفیت، نتیجه گرفته می‌شود که نظر فرد مشاهده‌گر تصاویر در بررسی کمیت (ابعاد فک) تفاوت معناداری نداشته، در حالی که نظر فرد مشاهده‌گر در بررسی کیفیت، تأثیرگذار است. البته ما حرکت را در وسط تصویربرداری (ثانیه ۶) ایجاد می‌کردیم و لازم است، تحقیقات دیگری در این زمینه با مقایسهٔ حرکت در ابتدا، وسط و انتهای زمان اسکن صورت گیرد.

مشکلات مربوط به ساخت و تهیه وسیله‌ای که بتواند حرکات مختلف را در پلان‌های متفاوت به اندازهٔ کم، متوسط و زیاد ایجاد کند و با توجه به محدودیت زمانی اجرای طرح سبب شد تا این مطالعه را با وسیله‌ای که قابلیت حرکت در محور عمودی (رو به بالا) و در مدت زمان ۲ ثانیه را داشت،انجام دهیم. محدودیت و سختی تهیهٔ مندیبل خشک و بی‌دندانی انسان هم از مشکلات این مطالعه بود.

قدردانی

بدین‌وسیله از زحمات جناب آقای دکتر قاسم ساکی استادیار گروه آناتومی دانشکدهٔ پزشکی جندی‌شاپور اهواز، در امر تهیه مندیبل خشک انسانی و همچنین از زحمات و همکاری بی‌دریغ سرکار خانم دکتر نسیم شمس استادیار رادیولوژی فک و صورت دانشکدهٔ دندانپزشکی دانشگاه جندی‌شاپور اهواز که در انجام این تحقیق با اینجانب همکاری کرده‌اند، صمیمانه تشکر و قدردانی، می‌نمایم. در ضمن این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز می‌باشد که با حمایت مالی این دانشگاه انجام شده است. بدین‌وسیله مراتب تشکر و قدردانی خود و همکاران را اعلام می‌دارم.

منابع

1-White Sc, Allan G. Farman. Cone – Beam Computed Tomography. In: White Sc, Pharaoh MJ. Oral radiology principles and interpretation. 6th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2009. p. 225-33.
2-Hanzelka T, Foltan R, Horka E, Sedý J. Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT Scan. Medic Hypotheses 2010; 75: 610-2. Available from: URL: http:// www. science direct. com
3-Yazdi M, Beaulieu L. Artifacts in Spiral x-ray CT Scanners: problems and solutions. In J Biolog life sci 2008;4(3):135-8.
4-Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph and cone-beam Volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative perio dontal therapy. J Periodontol 2009;80(1):48-55 .
5-Bender SA, Rogalski JB, Mills MP, Arnold RM, Cochran DL, Mellonig J. Evaluation of demineralized bone matrix Paste and putty in periodontal intra osseous defects. J Periodontol 2005;76(5):768-77.
6-Brooks RA, Di chiro G. Beam hardening in X-ray reconstructive tomography. Phys Med Boil 1976;21(3):390-8 .
7-Cotti E, Vargiu P, Dettori C, Mallarini G. Computerized tomography in the management and follow-up of extensive periapical lesion. Endod Dent traumatol 1999;15(4):186-9 .
8-Jacobson A, Jacobson RL, eds. Radiographic cephalometry: from basics to 3-d imaging. 2nd ed. Chicago: Quintessence; 2006 .
9- Peltola J. Cone Bean Computed tomography in oral radiology.Depart of Oral Radiology. 2010 Mar;26:1 - 80.
10-Bushong SC, Swisher R. Image Quality. In: Bushong SC. Radiologic Science for technologists: physics, biology, and protection. 9th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2008.P. 273-93.
11- Blattner TC, George N, Lee CC, Kumar V, Yelton CD. Efficacy of cone-beam computed tomography as a modality to accurately identify the presence of second mesiobuccal canals in maxillary first and second molars: a pilot study. J Endod. 2010 May ;36(5):867- 70.
12-Naitoh M, Katsumata A, Kubota Y, Okumura S, Hayashi H, Ariji E. The role of objective plane angulation on the mandibular image using cross-sectional tomography. J Oral Implantol 2006;32(3):117-21.

The Evaluation of Human Dry Mandible Motion on Linear Measurements and Quality Assessment Via Cone Beam Computed Tomography – in vitro Study

Arash Dabaghi[1], Sanaz Sharifi[1], Mehdi Pur Mehdi Boroujeni[2], Soheila Bayati [3*], Tahereh Zaheri[3]

1-Assistant Professor of Oral and Maxillofacial Radiology.
2- Assistant Professor Food Hygiene.
3-Postgraduate Student,Oral and Maxillofacial Radiology.

1,3-Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Faculty of Dentistry, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.
2- Department of Food Hygiene, Faculty of Veterinary Medicine Shahid Chamran University, Ahvaz, Iran.

**Corresponding author:*
Soheila Bayati; Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Faculty of Dentistry, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.
Tel:+989166411040
Email: soheylabayati7488@yahoo .com

Abstract

Background and Objective: the role of cone beam CT in imaging of the oral and maxillofacial region is well known and its indications and possibilities are still increasing. one of the major problems remaining to be solved is the unwanted movements of the patient during the scanning procedure. The purpose of this study is to evaluate effects of human dry mandible motion on linear measurements and quality assessment via Cone Beam Computed Tomography. Although motion artifact is a common problem in daily pediatric diagnostic procedures, there are only few studies in the literatures on this topic.

Subjects and Methods: l0 dry adult human edentulous mandibles were used in this invitro analytical study. Height, width and quality measured for three areas (midline, right posterior and left posterior) on each mandible. Three oral radiologists independently used a subjective rating score to evaluate the CBCT images. Obtained data analyzed via repeated measurements of variance LSD test and paired samples t test.

Results: No significant statistical difference was observed in the assessment of jaw dimensions (height and width) with and without motion for three observers. But values were significant in the assessment of parameters due to quality between them.

Conclusion: According to the data obtained from this study, we conclude that there is no significant statistical difference in assessment of jaw dimensions (height and width) between three observers. Also, there is no significant statistical difference in the assessment of jaw dimension with and without motion, but observer's idea affects the quality of assessment.

Keywords: Cone Beam computed Tomography(CBCT), mandible, motion artifact.

►*Please cite this paper as:*
Dabaghi A, Sharifi S, Pur Mehdi Boroujeni M, Bayati S, Zaheri T. The Evaluation of Human Dry Mandible Motion on Linear Measurements and Quality Assessment Via Cone Beam Computed Tomography - Invitro Study. Jundishapur Sci Med J. 2013; 11(6): 635-643

Received: Apr 4, 2012 **Revised: June 26, 2011** **Accepted: July 1, 2012**