

مقایسه دوز پرتویی و کیفیت تصویر توموگرافی کامپیوتری مولتی اسلایس (MSCT) معمولی، توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی (CBCT) و رادیوگرافی پری اپیکال در تصویربرداری دندانپزشکی

نصراله جباری^۱ - سید رضا موسوی^۲ - کمال فیروزی^۳

- ۱- دانشیار گروه آموزشی فیزیک و تصویربرداری پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران
 ۲- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه آموزشی فیزیک و تصویربرداری پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران
 ۳- دانشجوی کارشناسی رادیولوژی، گروه آموزشی رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران

Comparative of radiation dose and image quality of Conventional Multislice Computed Tomography (MSCT), Cone-Beam CT (CBCT) and periapical radiography in dental imaging

Nasrollah Jabbari¹, Seyyed Reza Mousavi^{2†}, Kamal Firoozi³

1- Associate Professor, Department of Medical Physics and Imaging, School of Medicine, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran

2[†]- MSc Student of Medical Physics, Department of Medical Physics and Imaging, School of Medicine, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran (rmousavimp@gmail.com)

3- Bs Student, Department Radiology, School of Paramedicine, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran

Background and Aims: With the increasing use of CT (Computed Tomography) scans in dentistry especially in the implantology, there may be significant increases in the radiation exposure and its risk. During the last year's ConeBeam Computed Tomography (CBCT) has been introduced as an imaging modality for dentistry. The aim of this review article was to present comprehensive information have been published, regarding the radiation dose and image quality of Conventional Multislice Computed Tomography (MSCT), Cone-Beam CT (CBCT) and periapical radiography in dentistry imaging.

Materials and Methods: A review of the literature was carried out in PubMed, Google Scholar, Science Direct and Scopus database using key words (CBCT, MSCT, periapical radiography, radiation dose of dentistry and image quality). These searches were limited to the articles published between the years of 1993 to 2015.

Conclusion: In comparison to MSCT, CBCT had a short scanning times and lower radiation dose, but in comparison to periapical radiography, CBCT had higher radiation dose. In contrast, CBCT with flat panel detector had higher spatial resolution to MSCT. The periapical radiography also had a good image contrast and relatively high resolution. Generally, CBCT was suitable for hard tissue imaging and MSCT was preferred for soft tissue imaging.

Key Words: Cone beam computed tomography (CBCT), Multislice computed tomography (MSCT), Image quality

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2016;28(4):334-42

† مولف مسوول: نشانی: ارومیه- دانشگاه علوم پزشکی ارومیه- دانشکده پزشکی- گروه آموزشی فیزیک و تصویربرداری پزشکی
 تلفن: ۰۹۱۵۱۰۵۸۴۳۷- نشانی الکترونیک: rmousavimp@gmail.com

چکیده

زمینه و هدف: افزایش استفاده از اسکن‌های توموگرافی کامپیوتری در دندانپزشکی، به ویژه برای ایمپلنت ممکن است پرتوگیری و خطرات آن را به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش دهد. در طی سال‌های اخیر توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی به عنوان یک مدالیته تصویربرداری دندانپزشکی معرفی شده است. هدف این مطالعه مروری ارایه اطلاعات جامعی بود که تا به امروز در باره دوز پرتوی و کیفیت تصاویر توموگرافی کامپیوتری مولتی اسلایس (MSCT) معمولی، توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی (CBCT) و رادیوگرافی پری اپیکال در تصویربرداری دندانپزشکی منتشر شده است.

روش بررسی: مروری بر متون با جستجو در بانک‌های اطلاعاتی PubMed, Google Scholar, Science Direct and Scopus با استفاده از واژگان کلیدی (CBCT, MSCT, Periapical radiography, radiation dose of dentistry) انجام شد. محدوده جستجوی مقالات بین سال‌های ۱۹۹۳ تا ۲۰۱۵ بود.

نتیجه‌گیری: در مقایسه با MSCT زمان اسکن کوتاه و دوز پرتوی کمی داشته، اما در مقایسه با رادیوگرافی پری اپیکال دوز پرتوی بالاتری داشت. در عوض CBCT با آشکارساز صفحه مسطح نسبت به MSCT از قدرت تفکیک فضایی بالاتری برخوردار بود. همچنین رادیوگرافی پری اپیکال کنتراست تصویر خوب و قدرت تفکیک نسبتاً بالایی داشت. به طور کلی، CBCT برای تصویربرداری از بافت‌های سخت مناسب بوده و MSCT برای تصویربرداری از بافت‌های نرم ترجیح داده می‌شود.

کلید واژه‌ها: توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی، توموگرافی کامپیوتری مولتی اسلایس معمولی، کیفیت تصویر

وصول: ۹۴/۰۲/۲۵؛ اصلاح نهایی: ۹۴/۱۱/۰۱؛ تأیید چاپ: ۹۴/۱۱/۱۳

مقدمه

می‌شود (۴). بنابراین کیفیت تصاویر، دوز جذبی بیماران و هزینه آزمون تصویربرداری از مواردی است که می‌بایست مورد توجه قرار گیرد (۲). در این راستا ابداع روش تصویربرداری جدید و اختصاصی در دندانپزشکی که بتواند تصویری با وضوح مناسب را فراهم نماید ضروری به نظر می‌رسید (۵). توسعه سیستم‌های توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی (CBCT) Cone Beam Computed Tomography در راستای این امر صورت گرفت. در سال ۲۰۰۱ میلادی اولین دستگاه CBCT، از سازمان غذا و داروی آمریکا Food and Drug Administration (FDA) مجوز بهره برداری را اخذ نمود. از آن پس استفاده از این سیستم رواج پیدا کرده است (۶). تکنیک CBCT روش جدیدی می‌باشد که از چرخش دو جانبه یک گیرنده دو بعدی و دسته پرتوی مخروطی شکل جهت به دست آوردن حجمی از داده‌ها استفاده می‌شود (۷). این تکنیک قابلیت تهیه تصاویر سه بعدی و مقطع عرضی از ناحیه ی فکی - صورتی را فراهم نموده و می‌تواند به عنوان ابزار مفیدی در آزمون‌های ارتودنسی، جراحی فک- صورت و ایمپلنت‌گذاری مورد استفاده قرار گیرد (۸). از دیگر کاربردهای آن می‌توان به تصویربرداری در جراحی‌های چشم، ارزیابی حاشیه دندان‌ها (۹) و حتی رادیوتراپی را نام برد (۱۰). با این حال، این تکنیک هنوز نتوانسته به طور کامل جایگزین آزمون‌های سی تی اسکن معمولی و مولتی اسلایس گردد. طی مطالعه‌ای که جهت ارزیابی صحت و CBCT و CT مولتی اسلایس در تصاویر مورد نظر جهت کاشت دندان

استفاده از پرتوهای یونیزان در تصویربرداری پزشکی بالاترین سهم پرتوگیری افراد از تابش گیری‌های ساخت دست بشر را به خود اختصاص می‌دهد (۱). بر اساس گزارش کمیته بین المللی حفاظت پرتویی International Commission on Radiological Protection (ICRP) دوز تابشی رسیده به افراد عادی از منابع مختلف ۲/۵ میلی سیورت در سال است که از این میان ۰.۱۵٪ سهم پرتوگیری از منابع پرتوهای پزشکی می‌باشد (۲). همچنین بر اساس گزارش ذکر شده در حدود ۲۰٪ از پرتوگیری‌های پزشکی ناشی از منابع پزشکی غیر ضروری بوده‌اند. اگرچه پرتونگاری‌های دندانانی با دوزهای پایین، ممکن است ریسک کمی را به دنبال داشته باشند ولی به دلیل حجم بالای بیماران مراجعه کننده، آثار ناشی از همین مقادیر کم می‌تواند بسیار مهم باشد. به طوری که طبق گزارش ICRP، در ایالات متحده بیش از ۲۵٪ رادیوگرافی‌ها در سال ۱۹۹۳ مربوط به رادیوگرافی‌های دندانانی بوده است (۲). در سال‌های اخیر استفاده از روش‌های سی تی اسکن در ارزیابی اختلالات و بیماری‌های فک بالا و پایین روشی معمول بوده که با توسعه درمان‌های ایمپلنت، استفاده از این روش تصویربرداری در دندانپزشکی رو به فزونی گذارده است. استفاده از تصویربرداری سی تی اسکن امکان تهیه تصاویر با رزولوشن بالا از نواحی آناتومیک مختلف را امکان‌پذیر می‌کند (۳). از مواد کنتراست داخل وریدی به منظور بهبود تشخیص و تعیین حدود بافت‌های نرمال از غیر نرمال در تصویربرداری CT استفاده

گرفت. در این مطالعه از مقالات انتشار یافته انگلیسی و فارسی استفاده گردید و کلید واژه‌های مورد بررسی در این مطالعه عبارت بودند از: Cone beam computed tomography, Multislice computed tomography, Periapical Radiography, Radiation dose of dentistry, Image quality که کلیه این اطلاعات از طریق مراجعه به مقالات مرتبط با دندانپزشکی و Clinical Oral موجود در سایت‌های Pubmed, Science Direct, Google Scholar و Scopus و طبقه‌بندی آن‌ها از سال ۱۹۹۳ الی ۲۰۱۵ صورت گرفته است.

انواع اسکنرهای CBCT بر اساس نوع تنظیمات

سیستم‌های I-CAT:

در این سیستم‌ها mA, kVp و زمان تابش به وسیله کارخانه تولید کننده تنظیم شده و از بیماری به بیمار دیگر تغییر نمی‌کند و دوز یکسانی را به بیماران مختلف با جثه و سن‌های متفاوت تابش می‌کند که این به خصوص در کودکان ممکن است دوزی فراتر از استانداردها را انتقال دهد (۱۳). اسکنر I-CAT می‌تواند به عنوان یک اسکنر با حجم بزرگ در نظر گرفته شود که قادر است از استخوان‌های ماگزیلای صورت تصویربرداری کند (۱۴).

سیستم‌های Newtom 3G:

در این سیستم‌ها اکسپوژر توسط مولد تنظیم می‌شود در حالی که طی فرایندی دینامیک میزان تابش مورد نیاز تشخیص داده می‌شود. در این سیستم mA در طول اکسپوژر قابل تنظیم است (۱۳). کیفیت بالای تصاویر با NewTom 3G آن را برای تصویربرداری از بیماران درمان شده با پروتز یا کاشت مساعد کرده است (۱۵).

سیستم‌های CB Mercury:

در سیستم‌های CB mercury، اپراتور mA و kVp را تنظیم می‌کند (۱۳). به استثنای اسکنر CB mercury، دوز CBCT به طور قابل توجهی کمتر از CT معمولی می‌باشد. حتی در میدان دید کوچکتر (FOV) مقدار دوز (MSCT) Multi Slice Computed Tomography بیشتر از CBCT

صورت گرفته است نتایج نشان می‌دهد هر دو روش CBCT و CT مولتی اسلایس دقیق بوده و تفاوت‌ها ناشی از روش‌های اندازه‌گیری فواصل بین مارکرها می‌باشد (۱۱). مطابق با داده‌های به دست آمده ثابت گردیده که با CBCT می‌توان نتایج بالینی بهتری نسبت به CT مولتی اسلایس به دست آورد (۱۰). از جمله مزایای CBCT نسبت به CT مولتی اسلایس می‌توان اندازه کوچک آن، کاهش دوز تابشی، زمان کوتاه اسکن و ارزان‌تر بودن آن را نام برد (۱۰). با توجه به این که سیستم‌های CBCT همانند سیستم‌های CT از پرتوهای یونیزان برای تصویربرداری استفاده می‌کنند لذا قبل از انجام آزمون‌های تصویربرداری که با این سیستم تصویربرداری صورت می‌گیرد بایستی تمامی جوانب در نظر گرفته شوند تا میزان خطر برای بیمار بیشتر از منفعت نباشد (۱۲). یکی از اصول مهم در بهینه‌سازی استفاده از پرتوهای یون ساز آگاهی از میزان دوز دریافتی بیماران می‌باشد. دوز جذبی پایین بیماران در آزمون‌های CBCT مورد ادعای سازندگان این سیستم‌ها بوده است و مطالعات صورت گرفته نیز این موضوع را تأیید می‌کنند (۶). با توجه به ورود دستگاه‌های CBCT به ایران و به کارگیری آن‌ها در مراکز تصویربرداری به نظر می‌رسد با بررسی دوز جذبی ارگان‌های سطحی بیماران (ارگان‌هایی که در میدان تابش قرار دارند یا ارگان‌های دور از میدان تابش هستند)، به ویژه ارگان‌های حساس بدن همانند تیروئید، می‌توان اطلاعات مفیدی را در جهت تخمین خطر پرتونگاری با این سیستم‌ها به دست آورد. در این مقاله مروری میزان دوز جذبی بیماران در آزمون‌های CBCT بر اساس مطالعات انجام شده مورد بررسی قرار گرفت. همچنین این مقادیر با مقادیر به دست آمده از دوز جذبی سطحی گزارش شده برای بیماران در آزمون‌های سی تی و نیز رادیوگرافی پری اپیکال دندان مقایسه شده است. هدف از این مطالعه مروری بررسی میزان پرتوگیری بیماران و کیفیت تصاویر در آزمون‌های تصویربرداری دندانپزشکی، حین تصویربرداری با دستگاه‌های CBCT و CT مولتی اسلایس برای مقاصد تشخیص بود.

روش بررسی

در این مطالعه کیفیت تصاویر و میزان دوز جذبی بیماران از پرتوهای یونیزان ناشی از آزمون‌های CBCT، سی تی اسکن معمولی و مولتی اسلایس در تصویربرداری‌های دندانی و فکی مورد مقایسه قرار

است (۱۶).

قدرت تفکیک سیستم‌های مختلف CBCT و رابطه آن با دوز**پرتوی هر سیستم**

دوز CBCT وابسته به مدل سیستم CBCT و پروتکل به کار رفته می‌باشد. هر چه حجم اسکن یا FOV کوچکتر باشد قدرت تفکیک فضایی تصویر بهتر خواهد بود. از طرفی با کاهش قدرت تفکیک سیستم به دلیل کاهش زمان اسکن دوز بیمار کم می‌شود. سیستم‌های CBCT با آشکارسازهای صفحه تخت Flat-panel-detector همچون Newtom VGI در مقایسه با آشکارسازهای CCD، آرتیفکت کمتر، نویز کمتر، کنتراست کمتر و قدرت تفکیک بالاتری دارند. مطالعات نشان داده که حساسیت، ویژگی و صحت تشخیصی Accuitomo سه بعدی بیشتر از Newtom 3G در آشکارسازی شکستگی‌های ریشه عمودی دندان است. همچنین نوع سیستم CBCT میزان آرتیفکت‌ها را تحت تأثیر قرار می‌دهد. در مطالعه Valizadeh و همکاران (۱۹) حساسیت CBCT در تشخیص شکستگی‌های ریشه عمودی ۹۴/۶٪ و ویژگی آن ۹۸/۲٪ گزارش شده است، در حالی که در رادیوگرافی معمولی حساسیت ۶۶/۷٪ و ویژگی ۷۶/۹٪ و در رادیوگرافی دیجیتال حساسیت و ویژگی به ترتیب ۷۴/۱٪ و ۷۶/۳٪ گزارش شده است.

تعدادی فاکتور دوز پرتوی ایجاد شده به وسیله یک سیستم معین CBCT تحت تأثیر قرار می‌دهند. ماهیت پرتوی ایکس تولید شده (پیوسته یا پالسی)، درجه چرخش منبع پرتوی ایکس و آشکارساز و اندازه ی FOV، میزان فیلتراسیون (نوع و ضخامت فیلتر به کار رفته)، پارامترهای اکسپوژر همچون کیلو ولتاژ (KVP)، میلی آمپر (mA) و زمان اسکن می‌توانند دوز تابشی را تحت تأثیر قرار دهند. برخی پارامترهای اکسپوژر همچون فیلتراسیون پرتوی، ماهیت پرتوی ایکس و FOV، مختص سیستم معینی هستند، در حالی که فاکتورهای دیگر همچون درجه چرخش منبع اشعه ایکس، KVP و mA روی بیشتر سیستم‌ها تغییر پذیر هستند (۱۷).

براساس گزارش ICRP دوز پرتوی I-CAT کلاسیک نزدیک به Newtom 3G است زیرا اسکن‌های آن سریعتر از اسکن I-CAT کلاسیک می‌باشد (۲۰).

مطابق با جدول ۱ در سیستم CB mercury میزان دوز مشابه CT می‌باشد. دوز در سیستم‌های CBCT بسته به نوع دستگاه‌ها متفاوت است و همانطوری که در جدول ۲ نشان داده شده به عواملی همچون

اسکن‌های CBCT با FOV های بزرگ و کوچک به صورت تجاری قابل دسترس هستند. طبق گزارش‌های انجام شده میزان دوز برای اسکن‌های CBCT با حجم بزرگ ۵۰ الی ۱۰۲۴ میکروسیورت (μSV) می‌باشد که این اختلاف زیاد بین حداقل و حداکثر، به دلیل تفاوت در مدل اسکنر، پروتکل‌های تصویربرداری و تکنیک‌های اندازه گیری است (۱۴).

قدرت تفکیک در FOV های مختلف CBCT و رابطه آن با**دوز پرتوی هر FOV**

به طور متداول سیستم‌های CBCT را براساس حجم اسکن یا ابعاد FOV، که متکی بر اندازه و شکل آشکارساز، هندسه پرتوی تابشی و نحوه کولیماسیون پرتو می‌باشد طبقه‌بندی می‌کنند. همان طوری که گفته شد شکل FOV می‌تواند استوانه‌ای یا کروی باشد. عمل کولیماسیون دسته پرتوی ایکس اولیه را به ناحیه مورد نظر محدود می‌کند. بنابراین با محدود کردن اندازه میدان می‌توان یک FOV پهنه را بر اساس ناحیه تصویربرداری مورد نظر برای هر بیمار انتخاب نمود. به طور متداول سیستم‌های CBCT را بر اساس حجم اسکن یا ابعاد FOV تقسیم بندی می‌کنند. سیستم‌های توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی را بر اساس FOV به ۳ دسته تقسیم می‌شود.

۱- FOV کوچکتر از ۱۰ سانتی متر

۲- ما بین ۱۰ الی ۱۵ سانتی متر

۳- FOV بزرگتر از ۱۵ سانتی متر

معمولاً کوچکترین حجم اسکن یا کوچکترین FOV، بزرگترین رزولوشن فضایی تصویر را ایجاد می‌کند. لذا هر چه حجم اسکن کوچکتر باشد قدرت تفکیک فضایی تصویر بهتر خواهد بود (۱۷). همچنین در سیستم تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی، FOV انتخاب شده باید تا حد امکان کوچک باشد تا دوز دریافتی بیمار کاهش یابد. در جدول ۱ دوز مؤثر پرتویی در انواع سیستم‌های CBCT با FOV بزرگ برای اسکن سر برحسب میکروسیورت ذکر شده است (۱۸).

جدول ۱- دوز مؤثر پرتوی در سیستم های CBCT با FOV بزرگ در اسکن سر بر حسب میکروسیورت

نام دستگاه CBCT	دوز مؤثر بر حسب میکرو سیورت (μsv)
Newtom 3G	۳۰-۶۸
Next generation I-CAT	۷۴
Classic I-CAT	۸۲-۱۸۲/۱
Sky view	۸۷
Kodak9500	۹۳-۲۶۰
ILUMA	۹۸-۴۹۸
CB mercury	۵۶۹-۱۰۷۳

جدول ۲- مقایسه اسکنرهای CBCT از نظر زمان اسکن و مدت زمان تابش پرتو

نام دستگاه	مدت زمان تابش پرتو (ثانیه)	مدت زمان اسکن (ثانیه)
Newtom 3G	۵/۴	۳۶
Classic I-CAT	۳/۳	۲۰
CB mercury	۱۰	۱۱

مدت زمان اسکن و مدت زمان تابش بستگی دارد (۲۱). FOV بزرگ در دستگاه های CBCT دوز را به خصوص در سیستم های CB mercury افزایش می دهد. با در نظر گرفتن FOV بزرگ، دوز پرتویی در سیستم های I-CAT کلاسیک و CB mercury به ترتیب به مقدار ۳/۳ و ۹/۵ الی ۱۷ برابر بیشتر از سیستم ها Newtom 3G است. سیستم های نسل جدید هم مشابه Newtom 3G است. تابش و سرعت اسکن آن ها خیلی بیشتر از I-CAT کلاسیک می باشد (۲۲).

مدت زمان اسکن و مدت زمان تابش بستگی دارد (۲۱). FOV بزرگ در دستگاه های CBCT دوز را به خصوص در سیستم های CB mercury افزایش می دهد. با در نظر گرفتن FOV بزرگ، دوز پرتویی در سیستم های I-CAT کلاسیک و CB mercury به ترتیب به مقدار ۳/۳ و ۹/۵ الی ۱۷ برابر بیشتر از سیستم ها Newtom 3G است. سیستم های نسل جدید هم مشابه Newtom 3G است. تابش و سرعت اسکن آن ها خیلی بیشتر از I-CAT کلاسیک می باشد (۲۲).

برابر کمتر از فیلم با کولیماسیون دایره ای (۱۷۰/۷ میکروسیورت) است (۲۲). بر اساس گزارش NCRP و انجمن دهان و دندان آمریکا (۲۳) استفاده از کولیماسیون مستطیلی، محافظ تیروئید و فیلم های با سرعت بالا توصیه می شود. در موارد فراوانی برای اصلاح دندان های نامنظم نیاز به رادیوگرافی از تمام دندان ها نیست و این سبب کاهش دوز تابشی بیمار نسبت به اکسپوژر با CBCT می شود. این قضیه به خصوص در کودکانی که حساسیت پرتوی بالای دارند حایز اهمیت می باشد (۲۴). در مواردی که نیاز به رادیوگرافی داخل دهانی از تمام دندان ها می باشد در صورتی که از کولیماسیون دایره ای استفاده شود مقدار دوز دریافتی بیمار بیشتر از حالت استفاده از CBCT با FOV بزرگ است. ولی اگر از کولیماسیون مستطیلی استفاده شود دوز مؤثر رادیوگرافی تمام دندان ها کمتر از CBCT خواهد بود. توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی سبب رویت نقایص تمام استخوان ها و مشاهده بهتر نقایص شکافتگی ها و حفره ها می شود (۲۰). رادیوگرافی پری اپیکال تصویری با کیفیت مناسب از استخوان فراهم نموده و به طور کلی در ارزیابی فضای اطراف دندان ها کاربرد بیشتری در مقایسه با CBCT دارد (۲۵).

کیفیت تصاویر و دوز پرتوی رادیوگرافی داخل دهانی با CBCT

دوز مؤثر رادیوگرافی داخل دهانی تحت تأثیر عواملی همچون حساسیت فیلم و خصوصاً نوع کولیماسیون (مستطیلی یا دایره ای) است. رادیوگرافی داخل دهانی با کولیماسیون دایره ای و فیلمی که حساسیت کمی دارد دوز بیشتری از فیلم دیجیتال و حساس با کولیماسیون مستطیلی انتقال می دهد. مشخص شده که دوز فیلم سریع با کولیماسیون مستطیلی ۳۴/۹ میکروسیورت می باشد که نزدیک به ۴/۹

مقایسه کیفیت تصاویر و دوز پرتوی توموگرافی کامپیوتری مولتی اسلایس (MSCT) معمولی با سیستم‌های مختلف CBCT

در حال حاضر فناوری تصویربرداری پزشکی، ذخیره سازی، مشاهده و ارسال آن‌ها پیشرفت قابل توجهی داشته و در حال بهبود است (۲۶). تصاویر CT بر مبنای اختلاف ضریب تضعیف بافت مورد نظر با ضریب تضعیف آب در واحد هانسفیلد به دست می‌آیند. اگرچه تصاویر MSCT و CBCT هر دو از نظر اصول فیزیکی بر پایه واحد هانسفیلد استوار می‌باشند اما به دلایل زیادی تفاوت‌هایی بین تصاویر MSCT و CBCT وجود دارد. اولاً همه ی سیستم‌های بازسازی تصاویر CBCT از الگوریتم معروف FeldKamp (FDK) استفاده می‌کنند (۲۷). به علت محدودیت این الگوریتم کیفیت تصویر CBCT با افزایش زاویه مخروط تابش کاهش می‌یابد. ثانیاً حضور پرتوهای پراکنده منجر به ایجاد آرتیفکت رگه‌ای می‌شود که عامل کاهش کنتراست تصاویر می‌باشد. در یک سیستم بالینی CBCT برای رادیوتراپی، نسبت پرتوهای پراکنده به پرتوهای اولیه ممکن است به ۱۰۰٪ افزایش پیدا کند (۲۸). اگرچه روش‌های زیادی به منظور تصحیح آرتیفکت‌های ناشی از پرتوهای پراکنده پیشنهاد شده است. با این وجود هنوز مشکل قابل بحثی می‌باشد (۲۹). ثالثاً فیلتر قرار گرفته در گانتری سیستم CBCT ممکن است به علت چرخش گانتری جابجا شود که خود عامل ایجاد آرتیفکت‌های هلالی است (۳۰). علاوه بر این، فاکتورهای زیاد دیگری همچون تفاوت نسبت نوز، آرتیفکت سخت شدگی پرتو و آرتیفکت حرکتی وجود دارند که سبب تفاوت تصاویر MSCT و CBCT می‌شوند (۳۱).

دوز مؤثر در تصویربرداری MSCT معمولاً بیشتر از CBCT است. بررسی‌های ICRP نشان می‌دهد که اسکن MSCT سر نیاز به دوزهای بین $1160-995 \mu\text{Sv}$ دارد در حالی که در CBCT با FOV بزرگ، میزان دوز بر اساس نوع دستگاه مطابق با جدول ۱ می‌باشد (۲۰). در اسکن MSCT حتی زمانی که FOV کوچک است باز هم دوز بالا مشاهده می‌شود به عنوان مثال: در تصویربرداری ماگزایلا و مندیبل میزان دوز $860-534 \mu\text{Sv}$ گزارش شده است. این نشان دهنده دوز دریافتی بالای بیماران در هنگام تصویربرداری با اسکنر MSCT، به ویژه در مقایسه با NewTom 3G و I-CAT است (۲۰).

از آن جایی که هر دو تکنیک CBCT و CT مولتی اسلایس تصاویر سه بعدی تولید می‌کنند مقایسه دوز مؤثر آن دو از اهمیت بالایی برخوردار است. بطور معمول دوز مؤثر MSCT خیلی بیشتر از CBCT است. نتایج نشان می‌دهد دوز مؤثر MSCT تا ۱۰ برابر بیش تر از دوز مؤثر CBCT است. به عنوان مثال هنگام اسکن هر دو فک بالا و پایین دوز مؤثر حدوداً $94/9 \mu\text{Sv}$ برای CBCT NewTom9000، $239/1 \mu\text{Sv}$ برای CBCT DCT-Pro و $1066/1 \mu\text{Sv}$ برای GE 8-slice MSCT می‌باشد. علی رغم دوز مؤثر بالای MSCT نسبت به CBCT کیفیت تصاویر هر دو روش متفاوت می‌باشد. برای بافت سخت همانند استخوان و دندان کیفیت تصاویر CBCT معادل یا بهتر از کیفیت تصاویر MSCT است اما برای بافت‌های نرم تصویر CBCT به علت معایب ذاتی تکنیک راضی کننده نمی‌باشد (۳۲).

نتایج نشان از کمتر بودن آرتیفکت MSCT در مقایسه با CBCT دارد. سطح Canine در مقایسه با دندان آسیاب آرتیفکت بیشتری دارد زیرا موقعیت Canine در قوس، آن را مستعد آرتیفکت‌های بیشتر کرده است (۱۵).

MSCT سه بعدی سفالومتری، پلی ما بین تکنیک‌های تصویربرداری سفالومتری مرسوم و مدرن می‌باشد و داده‌های سه بعدی با کیفیت و دقت بالا فراهم می‌کند. انتظار می‌رود سفالومتری سه بعدی CBCT به علت دوز تابشی کمتر برای بیمار کم خطرتر، دسترسی به آن آسان تر و آنالیز آن ارزشمندتر باشد (۷).

از جمله محدودیت‌های سفالومتری سه بعدی CBCT، حجم اسکن و موقعیت آن در ناحیه مورد اسکن می‌باشد. اسکنرهای NewTom3G، I-CAT و CB Mercury حجم اسکن بزرگی برای اجرای سفالومتری سه بعدی بافت‌های نرم و سخت دارند. سیستم‌های سه بعدی NewTom 9000 حجم اسکن خیلی کوچکی دارند، بنابراین برای روش سفالومتری سه بعدی مناسب نمی‌باشند. در CBCT حجم یک وکسل از ارگان وابسته به موقعیت آن در تصویر است. این بدان معنی است که ضریب تضعیف CBCT برای ساختارهای مشابه استخوان و بافت نرم در موقعیت‌های مختلف اسکن متفاوت خواهند بود (۷).

FOV بزرگ برای CBCT نشان می‌دهد که دوز مؤثر اکثر

معمولی است اما هنوز هم میزان آن نسبت به رادیوگرافی پری اپیکال دندان (نه همه دندانها) بیشتر می‌باشد. CBCT در دندانپزشکی مزایای فراوانی دارد با این حال لازم است قبل از انجام تصویربرداری با CBCT، میزان خطر به منفعت بایستی در نظر گرفته شود تا آسیب پرتویی به بیمار به حداقل برسد.

۵- رزولوشن یا قدرت تفکیک فضایی و کنتراست CBCT کمتر از رادیوگرافی داخل دهانی دیجیتالی یا معمولی است. آرتیفکت‌های رادیوگرافیک مشکل دیگر تصویربرداری CBCT هستند. وقتی که پرتوی ایکس حاصل از سیستم‌های CBCT با جسمی با دانسیته بالا همچون مینای دندان برخورد می‌کند فوتون‌های کم انرژی در دسته پرتو تابشی به وسیله جسم جذب می‌شوند، در نتیجه انرژی متوسط دسته پرتوی ایکس افزایش می‌یابد. این اثر به سختی پرتو معروف بوده که در سیستم‌های تصویربرداری توموگرافیک در نتیجه این اثر، دو نوع آرتیفکت تحت عنوان آرتیفکت فنجانی و آرتیفکت با باندها یا نوارهای سیاه بین دو ساختار متراکم ایجاد می‌شود که می‌تواند قدرت تشخیص تصاویر را کاهش دهند (۱۷).

۶- از مزایای CBCT می‌توان به اندازه کوچک آن، دوز تابشی کم، زمان اسکن کوتاه و هزینه پایین آن در مقایسه با MSCT اشاره کرد (۱۰).

۷- مقالاتی که در آن‌ها سیستم‌های قدیمی CBCT با MSCT مقایسه شده نشان داده‌اند که کیفیت تصاویر در MSCT بالاتر از CBCT بوده است. در مقابل در مقالاتی که در آن‌ها سیستم‌های جدیدتر CBCT با رزولوشن بالا برای مقایسه بکار رفته اند نتایج متضادی را نشان داده‌اند.

۸- CBCT از دقت و حساسیت بالایی برخوردار است لذا در صورت برطرف شدن محدودیت‌های آن (در دسترس بودن آن به طور کافی) می‌تواند در برخی موارد پیچیده به عنوان اولین روش تصویربرداری دندانی مورد استفاده قرار گیرد.

به طور کلی، CBCT برای تصویربرداری از بافت‌های سخت مناسب بوده و MSCT برای تصویربرداری از بافت‌های نرم ترجیح داده می‌شود. فناوری CBCT امکان بالقوه برای تبدیل شدن به یک روش دقیق، غیر تهاجمی و عملی برای تعیین میزان و اندازه آسیب‌های دندانپزشکی و استخوانی به ویژه در ناحیه ی دهان، فک و صورت را

دستگاه‌ها بین ۳۰ الی ۲۰۰ میکروسیورت می‌باشد. البته پایین بودن دوز مؤثر CBCT نسبت به سایر سیستم‌ها همانند پانورامیک، اینترا اورال، MSCT معمولی بدین معنی نمی‌باشد که CBCT می‌تواند به طور کامل جایگزین این تکنیک‌ها شود (۳۳).

به طور کلی اسکنرهای CBCT، دوز کمتر و رزولوشن بالا در بعد آگزیکال نسبت به MSCT اسکن معمولی دارد. به طور معمول مقالاتی که در آن‌ها سیستم‌های CBCT قدیمی را با MSCT مقایسه کرده‌اند نشان داده‌اند که کیفیت تصاویر در MSCT بالاتر از CBCT بوده است. در مقابل در مقالاتی که سیستم‌های CBCT جدیدتر با قدرت تفکیک بالاتر را برای مقایسه مورد استفاده قرار داده اند نتایج متضادی را نشان داده‌اند (۱۰).

نتیجه گیری

فناوری CBCT به عنوان یک مدالیته تصویربرداری اختصاصی، انواع و مدل‌های مختلفی دارد و بسته به نوع و مدلی که در مطالعات مختلف استفاده شده است نتایج متفاوت و گاه متناقضی در خصوص کیفیت و دوز پرتوی این مدالیته گزارش شده است. در حالیکه برخی مقالات تفاوت‌هایی را بین این فناوری و موارد مشابه آن گزارش نموده‌اند، با این وجود در اکثر موارد این تفاوت‌ها از نظر آماری معنی‌دار نبوده است.

براساس مطالعات صورت گرفته مطابق با نوع و شرایط انجام آزمون میزان دوز تابشی تغییر می‌کند.

۱- افزایش kVp, mA و زمان تابش و نیز افزایش FOV بدون توجه به نوع آزمون، سبب افزایش دوز تابشی می‌شود.

۲- دوز مؤثر برای MSCT بیشتر از CBCT و رادیوگرافی پری اپیکال است.

۳- وقتی که Full Mouth Series (FMS) با کولیماسیون دایره ای انجام می‌گیرد دوز Orthodontic Radiographic Documentation (ORD) با CBCT با FOV بزرگ بیشتر خواهد بود ولی اگر کولیماسیون مستطیلی باشد این دوز می‌تواند کمتر باشد. با این وجود CBCT به طور کامل جایگزین تکنیک‌های دیگر نشده است.

۴- اگر چه دوز CBCT به میزان قابل توجهی کمتر از MSCT

تشکر و قدردانی

از اساتید گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، دانشکده‌ها دندانپزشکی ارومیه و اصفهان به خاطر در اختیار گذاشتن تجربیات بسیار ارزشمندشان کمال تشکر و قدردانی را داریم.

دارد. لذا مطالعات بیشتر در این زمینه منجر به کاربردهای زیاده‌تر و مفیدتر این فناوری در تشخیص بیماری‌های دهان، فک و صورت خواهد شد. همچنین می‌توان کیفیت تصاویر و دوز پرتوی CBCT و MSCT با دوز پایین را برای اهداف تشخیصی در بیماری‌های دهان، فک و صورت مورد مطالعه قرار داد.

منابع:

- 1- Jabbari N, Zeinali A, Rahmatnezhad L. Patient dose from radiographic rejects/repeats in radiology centers of Urmia University of Medical Sciences, Iran. *Health*. 2012;4(02):94.
- 2- Task Group on Control of Radiation Dose in Computed T. Managing patient dose in computed tomography. A report of the International Commission on Radiological Protection. *Annal ICRP*. 2000;30(4):7-45.
- 3- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Euro Radiol*. 1998;8(9):1558-64.
- 4- Nasrollah J, Mikaeil M, Omid E, Mojtaba SS, Ahad Z. Influence of the intravenous contrast media on treatment planning dose calculations of lower esophageal and rectal cancers. *J Cancer Res Ther*. 2014;10(1):147-52.
- 5- Ekestubbe A, Thilander A, Grondahl K, Grondahl HG. Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. *Dento maxillofac Radiol*. 1993;22(1):13-7.
- 6- Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;105(6):773-82.
- 7- Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(3):410-6.
- 8- Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(5):640.e1-5
- 9- Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Grondahl K, Grondahl HG. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(1):114-9.
- 10- Poeschl PW, Schmidt N, Guevara-Rojas G, Seemann R, Ewers R, Zipko HT, et al. Comparison of cone-beam and conventional multislice computed tomography for image-guided dental implant planning. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):317-24.
- 11- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006;72(1):75-80.
- 12- Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R. Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62(11):1387-91.
- 13- Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35(4):219-26.
- 14- International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP* 37. Elsevier; 2007.
- 15- Esmaeili F, Johari M, Haddadi P, Vatankhah M. Beam Hardening Artifacts: Comparison between Two Cone Beam Computed Tomography Scanners. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2012;6(2):49-53.
- 16- Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol*. 2009;71(3):461-8.
- 17- Kiarudi AH, Eghbal MJ, Safi Y, Aghdasi MM, Fazlyab M. The applications of cone-beam computed tomography in endodontics: a review of literature. *Iran Endod J*. 2015;10(1):16-25.
- 18- Roberts J, Drage N, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol*. 2009;82(973):35-40.
- 19- Safi Y, Aghdasi MM, Ezoddini-Ardakani F, Beiraghi S, Vasegh Z. Effect of Metal Artifacts on Detection of Vertical Root Fractures Using Two Cone Beam Computed Tomography Systems. *Iran Endod J*. 2015;10(3):193-8.
- 20- Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant'Anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. *Int J Dent*. 2012;2012:813768.
- 21- Iwai K, Arai Y, Hashimoto K, Nishizawa K. Estimation of effective dose from limited cone beam X-ray CT examination. *Shika Hoshasen*. 2000;40(4):251-9.
- 22- Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(9):1237-43.
- 23- Affairs ADACoS. The use of dental radiographs Update and recommendations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(9):1304-12.
- 24- Bonassi S, Hagmar L, Strömberg U, Montagud AH, Tinnerberg H, Forni A, et al. Chromosomal aberrations in lymphocytes predict human cancer independently of exposure

- to carcinogens. *Cancer Res.* 2000;60(6):1619-25.
- 25-** Ozmeric N, Kostiuoutchenko I, Hagler G, Frentzen M, Jervoe-Storm PM. Cone-beam computed tomography in assessment of periodontal ligament space: in vitro study on artificial tooth model. *Clin Oral Invest.* 2008;12(3):233-9.
- 26-** Jabbari N, Lotfnezhad AH, Zeinali A, Feizi A, Sheno AKJ. Problems and Obstacles in Implementation of picture archiving and Communication System (PACS) in Urmia Imam Khomeini Hospital. *Hospital.* 2012;10(4):45- 52.
- 27-** Feldkamp L, Davis L, Kress J. Practical cone-beam algorithm. *JOSA A.* 1984;1(6):612-9.
- 28-** Jaffray DA, Wong JW, Siewerdesen JH. Cone beam computed tomography with a flat panel imager. *Google Patents;* 2005.
- 29-** Sun M, Nagy T, Virshup G, Partain L, Oelhafen M, Star-Lack J. Correction for patient table-induced scattered radiation in cone-beam computed tomography (CBCT). *Med Phys.* 2011;38(4):2058-73.
- 30-** Giles W, Bowsher J, Li H, Yin FF. Crescent artifacts in cone-beam CT. *Med Phys.* 2011;38(4):2116-21.
- 31-** Lewis JH, Li R, Jia X, Watkins WT, Lou Y, Song WY, et al. Mitigation of motion artifacts in CBCT of lung tumors based on tracked tumor motion during CBCT acquisition. *Phys Med Biol.* 2011;56(17):5485-502.
- 32-** Li G. Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent.* 2013;43(2):63-9.
- 33-** Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Euro J Radiol.* 2012;81(2):267-71.