

بررسی عوامل موثر بر دوز دریافتی، روش‌های بهینه‌سازی و کاهش دوز بیمار در توموگرافی‌های دندانی (CBCT)

اعظم عسگری^۱، علی اصغر پرج^{۲*}، زهرا نکوفر^۳، الهه دانشیان^۳

مقاله مروری

مقدمه: استفاده از روش توموگرافی بیم مخروطی (cone beam computed tomography) در تصویربرداری دندان روز به روز در حال افزایش است اگرچه این روش دوز بسیار کمتری در مقایسه با سی‌تی‌اسکن‌های معمولی دارد ولی دوز بیشتری نسبت به پانورامیک و پری‌اپیکال به بیمار منتقل می‌کند در نتیجه هدف از این مطالعه بررسی عوامل موثر بر دوز بیمار در CBCT‌های دندانی و روش‌های بهینه‌سازی و کاهش دوز بیمار می‌باشد. عوامل مختلفی از جمله استفاده از تیروئید بند و عینک سربی، اندازه میدان، نوع دستگاه، پارامترهای تصویربرداری مثل ولتاژ و جریان تیوب، تابش متناوب یا پالسی، نوع، مقدار و شکل فیلتر، چرخش ۳۶۰ درجه یا جزئی و زمان اسکن بر روی دوز جذبی بیمار در CBCT‌های دندانی موثرند. از بین این عوامل، استفاده از تیروئید بند (۴۲٪ کاهش) و عینک سربی (۶۱٪ کاهش) و کوچک‌ترین میدان ممکن (کاهش تا ۹۰٪)، پرتودهی به صورت پالسی، مایل نشستن بیمار و زاویه چرخش ۱۸۰ درجه به جای ۳۶۰ درجه (بیش از ۵۰٪ کاهش) موجب کاهش قابل توجهی از دوز اندام‌ها و نیز دوز موثر بیمار می‌شود. همچنین باید در نظر داشت اقدامات انجام شده جهت کاهش دوز بیمار، موجب کاهش کیفیت تصویر نشود و با توجه به شرایط بیمار، فرد پرتوکار انتخاب پارامترهای کاهش دوز دریافتی در CBCT را با حفظ کیفیت تصویر انجام دهد.

واژه‌های کلیدی: CBCT دندانی، دوز بیمار، بهینه‌سازی دوز، پرتودهی

ارجاع: عسگری اعظم، پرج علی‌اصغر، نکوفر زهرا، دانشیان الهه. بررسی عوامل موثر بر دوز دریافتی، روش‌های بهینه‌سازی و کاهش دوز بیمار در توموگرافی‌های دندانی (CBCT). مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد، ۱۳۹۹؛ ۲۸(۴): ۳۲-۲۱.۰۹۱۵۳۷۴۴؛ تلفن: ۰۹۱۱۲۱۵۳۷۴۴؛ پست الکترونیکی: aliparach@gmail.com، کد پستی: ۸۹۱۵۱۷۳۱۴۹.

۱- دانشجوی دکتری، مرکز تحقیقات بیماریهای ناشی از صنعت، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد، یزد، ایران.
 ۲- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد، یزد، ایران.
 ۳- کارشناس رادیولوژی، گروه تکنولوژی رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد، یزد، ایران.
 *نویسنده مسئول؛ تلفن: ۰۹۱۱۲۱۵۳۷۴۴، پست الکترونیکی: aliparach@gmail.com، کد پستی: ۸۹۱۵۱۷۳۱۴۹.

مقدمه

(Cone Beam Computed Tomography) مختلفی از جمله DVT و CBCT (Digital Volumetric Tomography) دارد (۷). CBCT به طور خاص در موارد ارتوپنی، ایمپلنت، بررسی ساختار TMJ (Temporomandibular Joint)، بررسی ترومای نشان دادن گستردگی پاتوژنهای ماگزیوفاشیال و ... مورد استفاده قرار می‌گیرد (۸). تجزیه و تحلیل داده‌ها نشان می‌دهد OPG (Orthopantomogram) که در بین دندانپزشکان مختلف، بیشتر توسط دندانپزشکان عمومی به میزان (۳۱٪) و دندانپزشک پروتزر به میزان (۳۰٪) درخواست داده می‌شود، در حالی که CBCT توسط دندانپزشکان عمومی به میزان (۲۵٪) و پس از آن توسط جراحان فک و صورت (OMFS) (Oral and Maxillofacial Surgeon) به میزان ۲۳٪ درخواست داده می‌شود. استفاده از OPG اغلب در زمینه برنامه‌ریزی دندان مصنوعی جزئی یا (fixed dental prostheses) FDP به میزان (۵۹٪) است، در حالی که از CBCT بیشتر در زمینه طراحی کاشت به میزان (۶۱٪) استفاده می‌شود (۹). در نتیجه با توجه به استفاده از CBCT در زمینه‌های مختلف تصویربرداری دندانی و دوز نسبتاً بالای آن، کاهش دوز جذبی بیمار از اهمیت بسزایی برخوردار است. در طی پرتوودهی با اشعه \times در حین فرایند CBCT بافت‌های مختلفی از جمله غدد پاروتید، تیروئید و چشم و پستان تحت تابش با پرتوهای اسکنر قرار می‌گیرند که با توجه به فاصله آن‌ها از میدان اصلی و حساسیت متفاوت آن‌ها نسبت به اشعه و پارامترهای متفاوت پرتوودهی، میزان دوز دریافتی در این بافت‌ها متفاوت است. براساس هفتمین گزارش کمیته بین المللی آثار بیولوژیکی پرتوهای یونیزیان (BEIR VII) (Effects of Ionizing Radiation report) زده می‌شود که تقریباً از هر ۱۰۰۰ نفر، ۱ نفر از طریق قرار گرفتن در معرض ۱۰ میلی سیورت اشعه به سلطان مبتلا می‌شود. (۱۰، ۱۱) در نتیجه با توجه به ضرورت جلوگیری از پرتوگیری غیر ضروری توسط جامعه و نقش CBCT در افزایش دوز تجمیعی، بررسی ارتباط پرتوگیری این بافت‌ها با بروز سلطان به خصوص در کودکان حائز اهمیت است. در بیماران خردسال احتمال بروز آسیب‌های ناشی از پرتو بسیار بیشتر

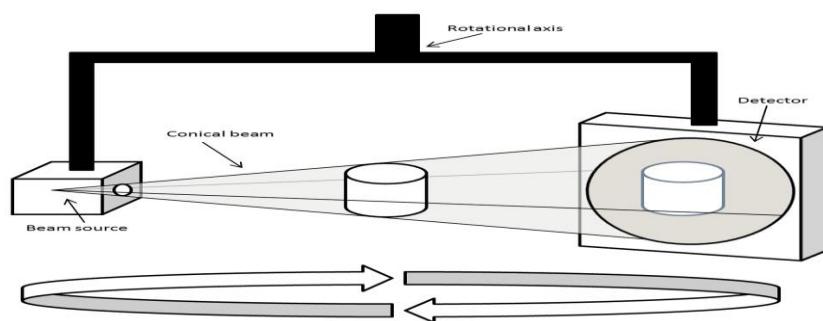
امروزه در تصویربرداری دندان برای تشخیص و درمان مشکلات کلینیکی که به‌حفره دهان و بافت‌های اطراف آن مربوط است از تکنولوژی اشعه ایکس استفاده می‌شود. با توجه به پیشرفت روز افزون تکنولوژی، روش‌های متعددی در تصویربرداری دندان با اشعه ایکس وجود دارند که در آن‌ها از ابزارهای مختلفی برای بهدست آوردن بهترین تصویر استفاده می‌شود. برای اولین بار روش‌های تصویربرداری دو بعدی در سال ۱۸۹۶ مورد استفاده قرار گرفت و پس از آن تقریباً به میزان یک قرن از تصویربرداری دو بعدی به همراه تصویربرداری سفالومتری، در زمینه ارزیابی ارتباط ساختارهای دندانی، ساختار اسکلتی صورت و فک و بررسی بافت نرم در تمامی مراحل مدیریت ارتوپنی بیمار استفاده شد (۱، ۲) تکنیک‌های تصویربرداری دندان با معرفی تصویربرداری پانورامیک و مقطع‌نگاری پیشرفت قابل توجهی داشتند (۱) اما به‌دلیل اینکه آنatomی فک و صورت ساختار سه بعدی پیچیده‌ای دارد و تصویربرداری دو بعدی دارای محدودیت‌های زیادی از جمله بزرگنمایی، اعوجاج، سوپرایمپوز شدن ساختارهای دهان، عدم نمایش ساختارها یا نمایش تصاویر کاذب و کوتاه شدگی می‌باشد، تصویربرداری‌های سنتی برای نشان دادن محل مشکلات کلینیکی بیمار کافیت نمی‌کنند (۳). هم‌چنان استفاده از سی‌تی اسکن‌های معمول در دندانپزشکی به‌علت دوز و هزینه بالا، زمان اسکن طولانی، رزو لوشن پایین و دشواری در تفسیر دارای محدودیت است. تکنولوژی‌های جدید از جمله سی‌تی با پرتو مخروطی موفق شده‌اند تا بخشی از این مشکلات (Cone Beam CBCT) را رفع کنند (۴). در ابتدا اسکنرهای CBCT پیش از استفاده در زمینه دندانپزشکی در آنژیوگرافی مورد استفاده قرار می‌گرفتند. ارتقا اسکنرهای CBCT برای کاربردهای دندانی در دهه ۱۹۹۰ آغاز شد و با معرفی آن، توانایی‌های بی‌سابقه‌ای برای تصویربرداری فک فوقانی ایجاد شد که نقش تصویربرداری را در تشخیص و درمان به شدت افزایش داد (۵، ۶). تکنولوژی تصویربرداری سه بعدی با اشعه مخروطی بر اساس شرکت‌های سازنده نام‌های

می باشد. این موارد به خوبی در شکل ۲ به نمایش گذاشته شده است (۵). در CBCT دتکتورها از نوع Flat Panel هستند اما در سی تی اسکن های معمولی از آرایه های دتکتوری استفاده می شود (۵، ۱۳). در CBCT دتکتور و تیوب اشعه روی یک بازو قرار گرفته اند و هردو باهم به دور سر بیمار می چرخند و اشعه مخروطی از تیوب به ناحیه مورد نظر (ROI) (region of interest) (ROI) تابیده می شود و گانتری حول مرکز ROI دوران می کند. گانتری برخلاف CT اسکن فقط یک بار حول سر بیمار با زاویه ۱۸۰ تا ۱۵ درجه دوران می کند که باعث کاهش دورز به میزان ۶ تا ۱۵ برابر نسبت به CT اسکن می شود و در پی دوران خود چند صد تصویر دو بعدی تهیه می کند که به وسیله این تصاویر، پایه حجم تصویر محاسبه می شود (۱۴). CBCT دارای مزایای زیادی از جمله: FOV تنظیم پذیر، اندازه گیری دقیق، اشعه کمتر نسبت به CT و سرعت بیشتر است (۱۵). با وجود اینکه CBCT در مقایسه با CT دوز نسبتاً کمتری دارد اما بیش از ۱۰ برابر رادیوگرافی های داخل و خارج دهانی اشعه دارد (۱۱). در سال ۲۰۱۷ Malgorzata و همکاران دوز جذبی مغز، ستون فقرات، تیروئید و لنز چشم بیمار را طی رادیوگرافی پانورامیک، سفالومتریک و CBCT اندازه گیری کردند. از دوز یکی متر TLD(thermoluminescent dosimeter) و فانتوم آنتروپوموفیک برای اندازه گیری دوز استفاده نمودند که آنها را در ۱۸ نقطه آنatomی فانتوم قرار دادند. بیشترین اندازه گیری دوز برای CBCT بصل النخاع (۱۰ میلی گری) بود. طبق مطالعه آنها دوز Deman در مقایسه با تصویربرداری پانورامیک بالاتر است. (۱۶) و همکاران نیز در اندازه میدان مشابه، مقدار دوز CBCT را با MSCT (multi slice computed tomography) و پانورامیک مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که دوز CBCT حدوداً ۱۵ برابر پانورامیک و دوز MSCT حدوداً دو برابر CBCT می باشد (۱۷). طبق مطالعه Ludlow و همکاران میانگین دوز موثر برای بزرگسالان در FOV بزرگ ۲۱۲ و در یک FOV متوسط ۱۷۷ و برای FOV کوچک ۸۴ میکروسیورت می باشد (۱۸) در حالی که پرتوگیری ناشی از رادیوگرافی پانورامیک در محدوده ۷۵-۱۹۱ میکرو سیورت قدر دارد (۱۹).

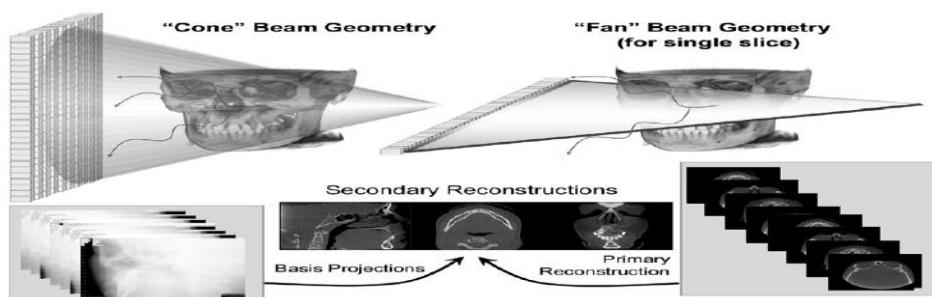
است زیرا بافت‌های آن‌ها در مقایسه با بزرگسالان نسبت به اشعة حساسیت بیشتری دارد، طول عمر بیشتری دارند و ممکن است به علت تنظیم نشدن شرایط دستگاه مناسب با جثه کوچک آن‌ها، دوز بیشتری دریافت کنند. بهطور کلی خطر پرتویی در کودکان زیر ۱۰ سال، سه برابر یک فرد سی ساله است (۱۱). در نتیجه بررسی چگونگی کاهش میزان دوز دریافتی بیماران و عوامل کاهش دهنده دوز در CBCT دندانپزشکی حائز اهمیت فوق العاده‌ای بوده و در این مقاله سعی شده است تا عوامل موثر بر دوز بیمار و روش‌های کاهش دوز در CBCT در حد امکان مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرند. از آنجا که عوامل مختلفی از جمله استفاده از تیروئید بند و عینک سری، میدان دید (Field of View)، نوع دستگاه، پارامترهای تصویربرداری (kVp, mAS)، تابش متناوب یا پالسی، نوع، مقدار و شکل فیلتر، چرخش ۳۶۰ درجه یا جزئی، زمان اسکن و ... بر روی دوز جذبی بیمار در CBCT‌های دندانی موثرند در ذیل بتفصیل در نقش پارامترهای فوق در میزان دوز بیمار پرداخته می‌شود.

CBCT و سی تی اسکن معمولی

در سال‌های گذشته، CBCT به‌طور گستردگی در تصویربرداری دندانپزشکی مورد استفاده قرار گرفته است که به قیمت دوز بالاتر نسبت به تصویربرداری پانورامیک و OPG عملکرد بهتری دارد و اساساً جایگزین سایر روش‌ها برای چندین کار تشخیصی در دندانپزشکی شده است (۱۲). با وجود اینکه تصاویر تولید شده توسط CBCT بسیار مشابه تصاویر تولید شده توسط CT مورد استفاده در پزشکی می‌باشد. شکل ۱ نحوه عملکرد یک سیستم تصویربرداری CBCT را به صورت شماتیک نمایش می‌دهد. اما CBCT تفاوت‌های زیادی با CT دارد به عنوان مثال در تکنولوژی CBCT برخلاف CT که اشعه به صورت پرتو بادنی می‌باشد، از اشعه ایکس مخروطی یا هرمی برای تصویربرداری از ناحیه مورد نظر استفاده می‌شود که دارای نرمافزار پیچیده‌ای برای ایجاد تصاویر سه بعدی است. الگوریتم بازسازی تصویر در CT به صورت BackProjection و یا CBCT Iterative است در حالی که الگوریتم مورد استفاده در FDK (Feldkamp, Davis and Kress) برای بازسازی تصویر



شکل ۱: اساس عملکرد یک سیستم CBCT و نحوه تصویربرداری آن

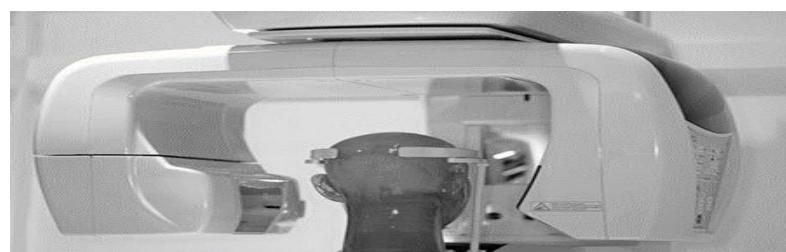


شکل ۲: هندسه بیم مخروطی (سمت چپ) و بیم بادبزنی (سمت راست) و نتایج بازسازی داده‌های آن‌ها برای بهدست آوردن آوردن مقاطع مختلف (تصاویر پایین)

می‌دهد. فرچه‌های TLD که در دوزیمتری CBCT نیز استفاده می‌شوند، اغلب از ترکیب LiF ساخته شده و مزیت این TLD‌ها این است که ترکیبی معادل بافت دارند و در نتیجه دوز جذب شده توسط آن‌ها شبیه به دوز بافت می‌باشد. این دوزیمترها محدوده ۱ میلی‌گری تا ۱۰ گری را اندازه‌گیری می‌کنند. TLD معمولاً دوز ناشی از ذرات X و بتا و گاما را اندازه‌گیری می‌کنند. پس از تابش TLD، خوانش آن را باید بیشتر از چند روز عقب انداخت زیرا سیگنال ایجاد شده ضعیف شده و انرژی نهفته به مرور زمان آزاد می‌شود (۲۰، ۲۱).

دوزیمتری در CBCT

دوزیمتری در CBCT یکی از مهم‌ترین موضوعاتی است که مطالعات گسترده‌ای در مورد آن انجام شده است. دوز جذبی بافت‌های مختلف در CBCT می‌تواند به روش‌های مختلفی از جمله، دوزیمترهای TLD، فیلم‌های GAFCHROMIC و OSLD (Optically Stimulated Luminescence dosimeter) در فانتوم شبیه انسانی یا در بیماران اندازه‌گیری گردد. شکل ۳ تصویری از یک سیستم تصویربرداری CBCT به همراه یک فانتوم سروگردان را برای انجام آزمایشات و تحقیقات دوزیمتری و تصویربرداری روی نمونه مشابه انسانی نشان



شکل ۳: سیستم توموگرافی کامپیوتراً با بیم مخروطی به همراه فانتوم سر و گردن

بهترین کیفیت تصویر را ایجاد کند، متفاوت است. برای اطمینان از نمایش اشیاء با کنترast کم، $mAs = 72/8$ کفايت می‌کند که این مقدار نصف مقدار مورد استفاده در پروتکل سر 616 و گردن با دوز کم است ($125 \text{ kVp} / \text{view}$). $0.4mAs$ ممکن است شرایط اکسپوژور نما در 360 درجه). در موارد خاص ممکن است شرایط اکسپوژور به $mAs = 50$ کاهش یابد، زیرا کیفیت تصویر در شرایط دوز با کم کردن mAs به زیر 40 باید محتاطانه باشد زیرا ممکن است منجر به تخریب چشمگیر کیفیت تصویر و در نتیجه تکرار تصویر گردد. برای مشاهده یک جسم با کنترast بالا با قطر 3 میلی‌متر، می‌توان mAs کل را به $12/2$ نیز کاهش داد (25). به علت خطی بودن رابطه دوز با mAs ، کاهش دوز جذبی را به همراه خواهد داشت (26). از سوی دیگر کیلو ولتاژ هم قدرت نفوذ اشعه ایکس را کنترول می‌کند و کاهش آن موجب کاهش کنترast تصویر می‌شود. مقدار دوز مبتدا به صورت مستقیم با مجدور kV متناسب است (رابطه‌نمایی). کاهش یک یا تمام این پارامترها ممکن است موجب کاهش دوز بیمار شود اما ممکن است موجب کاهش نسبی کیفیت تصویر نیز شوند (26). Ganache و همکاران نتیجه گرفتند که با کاهش kV از 90 به 60 و استفاده از mA متوجه روح به بالا، دوز بیمار کاهش یافته در حالی که کیفیت تصویر تقریباً ثابت می‌ماند (27).

فیلتراسیون در CBCT

یکی از اهداف استفاده از فیلتراسیون در CBCT، کاهش دوز بیمار و افزایش کیفیت تصویر در نتیجه کاهش آرتیفیک سخت شدگی اشعه یا beam hardening می‌باشد. هنگام استفاده از فیلتر، kV باید افزایش پیدا کند در حالی که mAs ثابت می‌ماند. افزایش kVp و استفاده از فیلتر با کاهش تعداد فوتون‌های کم انرژی، موجب کاهش دوز بیمار می‌شوند. فوتون‌های کم انرژی با احتمال جذب بالا در بیمار ضمن افزایش دوز بیمار، ارزش تشخیصی بالای ندارند. Ludlow و همکاران تاثیر استفاده از فیلتر مسی در طراحی دستگاه CBCT توسط سازندگان و افزایش کیلوولتاژ بر روی دوز را بررسی کردند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که استفاده از

ابزار دیگری که جهت انجام دوزیمترا در CBCT استفاده می‌شود، فیلم‌های GAFCHROMIC هستند که از پلیمریزاسیون لایه فعال فیلم تولید شده که در اثر برخورد پرتو یونیزان این لایه سیاه شده و مقدار سیاه شدن آن با مقدار اشعه دریافت شده در هر نقطه از فیلم متناسب است. هم‌چنین این فیلم‌ها نیاز به ظهور و ثبوت ندارند و مستقیم با برخورد اشعه به رنگ تیره در می‌آیند. از مزیت‌های این فیلم‌ها تولید تصویر با رزولوشن بالا و حساس نبودن به نور مرئی می‌باشد. این فیلم‌ها توزیع سطحی دوز را به خوبی نشان می‌دهند (22). دوزیمتراهای OSLD نیز در CBCT استفاده شده که دیسک‌های پلاستیکی هستند که با اکسید آلومینیوم آلاییده با کربن پوشیده شده‌اند. اتم‌های کربن موجود در شبکه بلوری اکسید آلومینیوم به عنوان یک دام برای الکترون عمل می‌کنند. هنگامی که اشعه به این دیسک‌ها برخورد می‌کند تعدادی الکترون و حفره آزاد تولید می‌شود و در مرکز این بلور ها به دام می‌افتد. هنگامی که این الکترون‌ها و فوتون‌ها با هم برخورد می‌کنند انرژی به دام افتاده به صورت نور آزاد می‌شود این اتفاق زمانی می‌افتد که این کربیستال با نور مرئی 540 نانومتری مورد تابش قرار بگیرد و انرژی آزاد شده از نور تابیده شده قابل تفکیک می‌باشد زیرا به شکل فوتون‌های 420 نانومتری است (23). از بین دوزیمتراهای ذکر شده، استفاده از TLD‌ها علیرغم اینکه نسبت به فیلم پیچیده‌تر هستند و زمانبر می‌باشند سهم بیشتری را از دوزیمتراهای مختلف به خود اختصاص داده‌اند.

تأثیر شرایط تابش

ولتاژ تیوب (kV)، جریان تیوب (mA) و زمان پرتودهی به طور مستقیم با تعداد فوتون‌های خروجی تیوب CBCT متناسب می‌باشند و متعاقباً با دوز نیز ارتباط مستقیم دارند. تغییر mAs و کولیماسیون اشعه تاثیر قابل توجهی بر روی دوز موثر بیمار در CBCT دارد به طور مثال اسکن مانگزیلاری یا مندیبل با استفاده از کولیماسیون پرتو، دوز موثر بیمار را حدوداً 24 تا 29 درصد در مقایسه با اسکن مانگزیوم‌مندیبلار کامل، کاهش می‌دهد (24). با توجه به کاربردهای گوناگون CBCT در زمینه‌های مختلف، پایین ترین شرایط پرتودهی که می‌تواند

مقایسه با FOV بزرگتر و رزولوشن بیشتر، موجب کاهش دوز جذبی می‌گردد (۲۱). طی مطالعه‌ای که توسط TD Lukat و همکاران انجام شد دوز جذبی بیمار در تصویربرداری FOV در CBCT TMJ (temporo-mandibular joint) بزرگ را با روش جایگزین آن که انجام CBCT برای TMJ راست و چپ به صورت مجزا است، اندازه‌گیری و مقایسه شدند. آن‌ها از ۲۵ دوزیمتر OSLD در نقاط مختلف فانتوم آنتروپومورفیک استفاده کردند و اندازه‌گیری‌های دوز برای هر کدام از تکنیک‌ها انجام و نهایتاً نیز دوز موثر محاسبه شد. مطالعه آن‌ها نشان داد که در تصویربرداری دو طرفه از TMJ دوز موثر در حدود ده برابر نسبت به پروتکل استفاده از FOV بزرگ کاهش می‌یابد (۳۵).

پرتودهی پیوسته یا پالسی

گیرنده‌های تصویر در CBCT در حین تصویربرداری در یک زمان کوتاهی قادر به دریافت اطلاعات نیستند به خاطر اینکه گیرنده تصویر در این زمان در حال جمع‌آوری و فرستادن اطلاعات برای ذخیره سازی می‌باشد. اگر از پرتودهی بهصورت مداوم استفاده شود در این زمان که هیچ داده جدیدی دریافت نمی‌شود پرتودهی ادامه دارد در نتیجه دوز بیمار افزایش می‌یابد، به همین دلیل برخی از سازندگان CBCT از خروجی اشعه پالسی استفاده می‌کنند زیرا بهصورت بالقوه قابلیت کاهش دوز بیمار را دارد. منابع اشعه ایکس پالسی بهطور معمول در تصویربرداری‌های تشخیصی مثل غربالگری ریه و پستان به کار برده می‌شوند. بهدلیل قطع پرتودهی در حین جابه جایی تیوب از محو شدگی تصویر در اثر آرتیفیکت حرکتی نیز جلوگیری می‌شود و رزولوشن فضایی افزایش می‌یابد. خروجی اشعه CBCT در حالت پالسی حدوداً نصف خروجی در حالت پیوسته است به عنوان مثال اگر مدت زمان پرتودهی یک دقیقه باشد در حالت پالسی مدت زمان روشن و خاموش بودن دستگاه، هر کدام به مدت ۳۰ ثانیه است در حالی که برای پرتودهی پیوسته دستگاه به مدت یک دقیقه روشن می‌باشد (۲۸، ۳۶).

تأثیر موقعیت نشستن بیمار

یکی از عوامل موثر بر دوز جذبی اندام‌های مختلف در CBCT، پوزیشن بیمار است. Koivisto و همکاران بر روی

فیلتراسیون در CBCT و افزایش kV باعث کاهش ۴۳٪ دوز بیمار می‌شود (۲۸). Mail و همکاران بر روی تاثیر شکل فیلتر بر دوز بیمار در CBCT تحقیق کردند و به این نتیجه رسیدند که فیلتر bowtie موجب کاهش نسبت پرتوهای اسکتر به پرتوهای اولیه و در نتیجه کاهش دوز بیمار می‌شود و همچنین باعث افزایش یکنواختی و کیفیت تصویر، بهبود نسبت کنتراست به نویز و عدد سی تی دقیق‌تر می‌شود (۲۹). در CBCT بهدلیل استفاده از اشعه مخروطی، پهنای پرتو نسبت به CT گسترده‌تر می‌باشد. این عامل موجب توزیع غیریکنواخت اشعه می‌شود که به آن اثر پاشنه می‌گوند. از آنجایی که میزان دوز در قسمت کاتد بیشتر از آند می‌باشد نسبت سیگنال به نویز در قسمت کاتد بسیار بیشتر است که منجر به اعمال دوز غیر ضروری به بیمار می‌شود. Mori و همکاران فیلتر جبران اثر پاشنه یا Heel Effect Compensation را طراحی کردند که موجب کاهش دوز به میزان ۲۰ درصد نسبت به فیلترهای قدیمی و همچنین افزایش کیفیت تصویر در CBCT شده است (۳۰).

تأثیر اندازه میدان (FOV)

یکی دیگر از عوامل موثر بر دوز جذبی بیمار در CBCT، اندازه FOV است. اسکنرهای CBCT طیف گسترده‌ای از اندازه‌های FOV را دارند (۳۱) که از نظر تثویریک همه آن‌ها می‌توانند در زمینه‌های مختلف دندانپزشکی مورد استفاده قرار گیرند. اگرچه توصیه می‌شود در صورت امکان از کوچک‌ترین FOV با کیفیت تصاویر کافی استفاده شود (۳۲، ۳۳). بهطور معمول، وضوح تصاویر با FOV بزرگ در مقایسه با FOV کوچک کمتر است (۳۴). ابعاد FOV توسط عوامل مختلفی نظیر اندازه و شکل دتکتور، هندسه تابش پرتو و کولیماسیون اشعه کنترل می‌شود (۷). Al-Okshi و همکاران دوز موثر بیمار را با استفاده از فیلم Gafchromic و TLD اندازه‌گیری کردند. اندازه‌گیری دوز پوست به وسیله دوزیمترهای TLD صورت گرفت و برای بررسی توزیع دوبعدی دوز جذبی از فیلم‌های Gafchromic در ۴ سطح استفاده شد. نتایج این پژوهش نشان داد که در یک ناحیه مشابه استفاده از FOV کوچک و رزولوشن استاندارد در

اشعه مثل غدد بزاقی در پشت قسمت مرکزی FOV دارند، اگر تیوب به جای چرخش کامل فقط از قسمت قدامی عبور کند، دوز این اندام‌ها کاهش می‌یابد (۳۸، ۳۹، ۴۰).

تأثیر نوع اسکنر CBCT

محدوده دوز در بین اسکنرهای مختلف CBCT بسیار گسترده است. با وجود اینکه نحوه جمع‌آوری تصویر در دستگاه‌های مختلف، تقریباً مشابه است اما به علت تفاوت در کولیماسیون اشعه و فاکتورهای تابشی، تفاوت قابل توجهی در بین دوز دریافتی اندام‌های سر و گردن وجود دارد (۳۸، ۳۹). دوز موثر در بیشتر اسکنرهای در محدوده ۲۰ تا ۱۰۰ (Helen J Koury ۲۰۱۵) در سال (۳۱). در نتیجه انجام CBCT با سه اسکنر - میکروسیورت است (۳۱). در سال ۲۰۱۵ CBCT با سه اسکنر PreXion 3D و Gendex CB-500 و CAT classic را اندازه‌گیری کردند. در نتیجه انجام CBCT در این سه اسکنر با پروتکل‌های مشابه، اسکنر PreXion 3D دوز جذبی بیشتری را به علت مدل پرتودهی پیوسته اش نشان داد (۴۰).

تأثیر بکارگیری حفاظه‌های سربی

طبق مطالعات انجام شده استفاده از کولیماتور و حفاظ سربی دوز ارگان‌های خارج از FOV دوز CBCT را کاهش می‌دهند و استفاده از شیلد تیروئید و عینک سربی کاهش بسیار خوبی از اشعه را برای بیشتر اندام‌ها نشان می‌دهند که باعث کاهش کاتاراكت در چشم و سرطان تیروئید می‌شوند (۴۱-۴۳). AD Goren و همکاران تاثیر استفاده از عینک سربی در کاهش دوز لنز چشم و شیلد تیروئید در کاهش دوز غده تیروئید و همچنین تاثیر کولیماسیون در کاهش دوز حین پرتودهی در طی پروسه CBCT را بررسی کردند. آن‌ها برای اندازه‌گیری دوز از دوزیمترهای OSLD بر روی فانتوم شیلد و یکبار بدون شیلد انجام شد. نتایج نشان داد که کولیماسیون به تنها یکی دوز مغز را ۹۱ درصد کاهش می‌دهد. دوز لنز چشم در یکی از اسکن‌ها بدون عینک سربی و شیلد تیروئید ۰/۳۹۶ و با وجود آن‌ها ۰/۱۵۳ سانتی‌گری بوده که

مقدار دوز در سه پوزیشن نشسته مایل، خوابیده به پشت و خوابیده روی شکم تحقیق کردند. طبق مطالعات آن‌ها دوز موثر پوزیشن نشسته مایل معادل ۱۳۴ میکرو سیورت بود که نسبت به دو پوزیشن دیگر کمترین مقدار را داشت که در آن دوز غده تیروئید ۱۲ درصد و دوز غدد بزاقی ۱۱ درصد کل دوز موثر را شامل می‌شد. در درجه بعدی پوزیشن خوابیده روی شکم (Prone) با دوز موثر ۱۹۲ میکروسیورت قرار دارد که غده تیروئید ۱۵ درصد و غدد بزاقی ۱۳ درصد دوز موثر کل را شامل می‌شود. بالاترین دوز موثر در پوزیشن خوابیده به پشت (Supine) مشاهده شد که مقدار آن معادل ۲۴۷ میکروسیورت بود که غده تیروئید ۱۹ درصد و غدد بزاقی ۱۲ درصد دوز موثر کل را به خود اختصاص دادند (۳۷). تاثیر چرخش نیمه (۱۸۰ درجه) یا کامل (۳۶۰ درجه) تیوب با وجود اینکه بیشتر اسکنرهای CBCT از پروجکشن‌های ۳۶۰ درجه (چرخش کامل تیوب و دیکتور) برای تصویربرداری استفاده می‌کنند، چرخش ۱۸۰ درجه به همراه زاویه دادن به پرتو برای بازسازی یک FOV کامل، کافی می‌باشد که این چرخش جزئی می‌تواند بر روی کیفیت تصویر و دوز بیمار تاثیرگذار باشد. در بعضی از سیستم‌ها، چرخش جزئی کاهش mAs را در بی دارد که میزان دوز در آن با میزان چرخش تیوب مناسب است بهطوری که اگر زاویه چرخش ۱۸۰ درجه باشد، نسبت به حالتی که زاویه چرخش ۳۶۰ درجه است، مقدار دوز حتی بیش از ۵۰٪ نیز کاهش می‌یابد. محل آغاز چرخش تیوب در اسکن جزئی به علت توزیع ناهمگن اندام‌های حساس به اشعه در سر و گردن، حائز اهمیت است. مطالعات مختلف توزیع غیر یکنواخت دوز با توجه به حرکت تیوب از قسمت خلفی، لترال یا قدامی سر را متفاوت نشان دادند و از آنجایی که بیشتر ارگان‌های حساس به اشعه در قسمت قدامی سر وجود دارند، شروع اسکن از قسمت خلفی مزیت‌های زیادی از جمله کاهش دوز عدسی چشم به علت تضعیف اشعه توسط استخوان جمجمه را به همراه دارد. اما در CBCT دندان، میدان پرتو (FOV) در قسمت قدامی سر تنظیم می‌شود و از آنجایی که بعضی از ارگان‌های حساس به

نتیجه‌گیری

با توجه به کاربرد روزافزون CBCT در تصویربرداری‌های دندانی و افزایش آمار ابتلا به سلطان در سطح جامعه، بررسی ارتباط پرتوگیری این بافت‌ها با بروز سلطان به خصوص در کودکان اهمیت ویژه‌ای دارد بنابراین رعایت اصول justification و optimization در هنگام استفاده از CBCT حائز اهمیت است.

عوامل موثر بر دوز بیمار در CBCT، تیروئید بند و عینک سربی، FOV صحیح، نوع دستگاه، پارامترهای تصویربرداری (KVp,mAS)، تابش متناوب یا به صورت پالس، نوع و مقدار و شکل فیلتر، چرخش ۳۶۰ درجه یا جزئی، زمان اسکن، پوزیشن بیمار به خصوص در غده تیروئید بر روی دوز جذبی اثرگذار دانسته‌اند و با توجه به اهداف تشخیصی، سن، جنس و جنّه بیمار، پارامترهای تصویربرداری برای هر بیمار باید به صورت اختصاصی انتخاب شوند. همچنین باید در نظر داشت اقدامات انجام شده جهت کاهش دوز بیمار، موجب کاهش کیفیت تصویر نشود. و با توجه به شرایط بیمار، فرد پرتوکار انتخاب پارامترهای کاهش دوز دریافتی در CBCT را انجام دهد.

حامی مالی: ندارد

تعارض در منافع: وجود ندارد.

وجود شیلد موجب کاهش ۶۱ درصد از اشعه شده است و دوز تیروئید بدون عینک سربی و شیلد تیروئید ۰/۱۵۸ و با وجود آنها ۰/۹۱ سانتی‌گری بوده که وجود شیلد موجب کاهش ۴۲ درصد از اشعه شد. در نهایت یافته آنها نشان داد که استفاده از شیلد تیروئید و عینک سربی و کولیماسیون صحیح دوز ارگان‌های خارج از محدوده FOV را به حداقل می‌رساند (۴۲).

A Hidalgo و همکاران تاثیر استفاده از شیلد تیروئید در آزمون‌های دندان CBCT با استفاده از فانتوم آنتروپومورفیک کودک را بررسی کردند. از پنج نوع شیلد تیروئید برای اندازه‌گیری دوز جذبی تیروئید در FOV بزرگ استفاده شد. در نتیجه این آزمایش اثبات شد که استفاده از شیلد تیروئید در کاهش دوز غده تیروئید در اسکن با FOV بزرگ موثر است که میزان کاهش به نوع شیلد تیروئید و ضخامت آن بستگی دارد به همین دلیل توصیه می‌شود در بیماران و به خصوص کودکان در طی انجام CBCT از شیلد تیروئید استفاده شود (۴۱). طبق مطالعات Setti da Rocha و همکاران، دوز جذبی تیروئید در CBCT ۰/۴۸ میلی‌گری به دست آمد که این امر ضرورت رعایت حفاظت پرتویی برای بیمار را بیان می‌کند (۴۴) بنابراین توصیه می‌شود که از شیلد تیروئید به‌طور معمول در دندان به‌ویژه برای کودکان طبق اصل ALARA (As Low As Reasonably Achievable) استفاده گردد (۴۵).

References:

- 1-Alamri H, Sadrameli M, Abdullah Alshalhoob M, Sadrameli M, Alshehri M. *Applications of CBCT in Dental Practice: A Review of the Literature* 2012; 60(5): 390-400.
- 2-Caprioglio A, Di Lorenzo E, Barbato E. *The Use of CBCT in Orthodontics: Recommendations for Clinical Practice* 2014; 19(5): 136-49.
- 3-Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE, Hatcher DC. *Comparison between Traditional 2-*

Dimensional Cephalometry and A 3-Dimensional Approach on Human Dry Skulls. Am J Orthod and Dentofacial Orthop 2004; 126(4): 397-409.

- 4-White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology-E-Book: Principles and Interpretation.* Elsevier Health Sciences; 2014.
- 5-Scarfe WC, Farman AG. *What is Cone-Beam CT and How does it Work?* Dental Clinics of North America 2008; 52(4): 707-30.

- 6-**Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. *Technical Aspects of Dental CBCT: State of the Art.* Dento Maxillo Facial Radiol 2015; 44(1): 20140224.
- 7-**Karjodkar Fr. *Essentials of Oral & Maxillofacial Radiology.* McGraw-Hill Education; 2019.
- 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.* American JOrthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of The American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics 2008; 133(5): 640.
- 9-**Garlapati K, Babu DBG, Chaitanya NCSK, Guduru H, Rembers A, Soni P. *Evaluation of Preference and Purpose of Utilisation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) Compared to Orthopantomogram (OPG) by Dental Practitioners - A Cross-Sectional Study.* Pol J Radiol 2017; 82: 248-51.
- 10-**Council NR. *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation:* BEIR VII phase 2: National Academies Press; 2006.
- 11-**Shin HS, Nam KC, Park H, Choi HU, Kim HY, Park CS. *Effective Doses from Panoramic Radiography and CBCT (Cone Beam CT) Using Dose Area Product (DAP) in Dentistry.* Dento MaxilloFacial Radiol 2014; 43(5): 20130439-.
- 12-**Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. *Impact of Voxel Size Variation on CBCT-Based Diagnostic Outcome in Dentistry: A Systematic Review.* J Digital Imag 2013; 26(4): 813-20.
- 13-**Pavan Kumar T, Sujatha S, Yashodha Devi B, Rakesh N, Shwetha V. *Basics of CBCT Imaging.* J Dent Orofac Research 2013; 13(1): 49-55
- 14-**Davies J, Johnson B, Drage N. *Effective Doses From Cone Beam CT Investigation of the Jaws.* Dentomaxillofac Radiol 2012; 41(1): 30-6.
- 15-**Shah A. *Implications of CBCT in Dentistry: A Review.* Med Clin Rev 2017; 3(3): 1-4.
- 16-**Wrzesień M, Olszewski J. *Absorbed Doses for Patients Undergoing Panoramic Radiography, Cephalometric Radiography and CBCT.* Int J Occup Med Environ Health 2017; 30(5): 705-13.
- 17-**Deman P, Atwal P, Duzenli C, Thakur Y, Ford NL. *Dose measurements for dental cone-beam CT: a comparison with MSCT and panoramic imaging.* Phys Med Biol 2014; 59(12): 3201-22.
- 18-**Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. *Effective Dose of Dental CBCT-A Meta Analysis of Published Data and Additional Data for Nine CBCT Units.* Dentomaxillofac Radiol 2015; 44(1): 20140197.
- 19-**Granlund C, Thilander-Klang A, Ylhan B, Lofthag-Hansen S, Ekestubbe A. *Absorbed Organ and Effective Doses from Digital Intra-Oral and Panoramic Radiography Applying the ICRP 103 Recommendations for Effective Dose Estimations.* Br J Radiol 2016; 89(1066): 20151052.
- 20-**Azorín Nieto J. *Thermoluminescence Dosimetry (TLD) and its Application in Medical Physics.* AIP Conference Proceedings; 2004 june 14-16; Freiburg, Germany; 2004: 20-27.

- 21-Al-Okshi A, Nilsson M, Petersson A, Wiese M, Lindh C. *Using Gafchromic Film to Estimate the Effective Dose from Dental Cone Beam CT and Panoramic Radiography.*** DentoMaxilloFacial Radiol 2013;42(7): 20120343.
- 22-Jursinic PA. *Characterization of Optically Stimulated Luminescent Dosimeters, Oslds, for Clinical Dosimetric Measurements.*** Med phys 2007; 34(12): 4594-604.
- 23-Chambers D, Bohay R, Kaci L, Barnett R, Battista J. *The Effective Dose of Different Scanning Protocols Using the Sirona GALILEOS® Comfort CBCT Scanner.*** DentoMaxilloFac Radiol 2015; 44(2): 20140287-.
- 24-Yan H, Cervino L, Jia X, Jiang SB. *A Comprehensive Study on the Relationship Between the Image Quality and Imaging Dose in Low-Dose Cone Beam CT.*** Phys Med Biol 2012; 57(7): 2063-80.
- 25-Katz F. *Reducing CBCT Radiation Dose and Maintaining Image Quality for Reliable Cephalometric Measurements—Proof of Concept [dissertation]. Washington: University of Washington; 2017.***
- 26-Gamache C, English JD, Salas-Lopez AM, Rong J, Akyalcin S. *Assessment of Image Quality in Maxillofacial Cone-Beam Computed Tomography Imaging.*** Seminars Orthodontics 2015; 21(4): 248-53.
- 27-Ludlow JB. *A Manufacturer's Role in Reducing the Dose of Cone Beam Computed Tomography Examinations: Effect of Beam Filtration.*** Dento MaxilloFac Radiol 2011; 40(2): 115-22.
- 28-Mail N, Moseley D, Siewerdsen J, Jaffray D. *The Influence of Bowtie Filtration on Cone-Beam CT Image Quality.*** Medical Physics 2009; 36(1): 22-32.
- 29-Mori S, Endo M, Nishizawa K, Ohno M, Miyazaki H, Tsujita K, et al. *Prototype Heel Effect Compensation Filter for Cone-Beam CT.*** Phys Med Biol 2005; 50(22): N359-N70.
- 30-Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. *Effective Dose Range for Dental Cone Beam Computed Tomography Scanners.*** Eur J Radiol 2012; 81(2): 267-71.
- 31-Nascimento HAR, Andrade MEA, Frazão MAG, Nascimento EHL, Ramos-Perez FMM, Freitas DQ. *Dosimetry in CBCT with Different Protocols: Emphasis on Small Fovs including Exams for TMJ.*** Braz Dent J 2017; 28(4): 511-16.
- 32-Li G. *Patient Radiation Dose and Protection from Cone-Beam Computed Tomography.*** Imaging Sc Dentistry 2013; 43(2): 63-9.
- 33-Patel S, Durack C, Abella F, Shemesh H, Roig M, Lemberg K. *Cone Beam Computed Tomography in Endodontics - A Review.*** Int Endod J 2015; 8(1): 3-15.
- 34-Lukat TD, Wong JC, Lam EW. *Small Field of View Cone Beam CT Temporomandibular Joint Imaging Dosimetry.*** Dento Maxillo Facial Radiol 2013; 42(10): 20130082.
- 35-Ghani MU, Wong MD, Ren L, Wu D, Zheng B, Rong JX, et al. *Characterization of Continuous and Pulsed Emission Modes of a Hybrid Micro Focus X-Ray Source for Medical Imaging Applications.*** Nucl Instrum Methods Phys Res A 2017; 853: 70-7.
- 36-Koivisto J, Wolff J, Järnstedt J, Dastidar P, Kortesniemi M. *Assessment of the Effective Dose in Supine, Prone, And Oblique Positions in the Maxillofacial Region Using a Novel Combined Extremity and Maxillofacial Cone Beam Computed***

- Tomography Scanner.** Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology Oral Radiol 2014; 118(3): 355-62.
- 37-Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a Cone Beam CT Device for Oral and Maxillofacial Radiology Using Monte Carlo Techniques and ICRP Adult Reference Computational Phantoms.** DentoMaxilloFac Radiol 2013; 42(3): 92555893.
- 38-Pauwels R, Zhang G, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, et al. Effective Radiation Dose and Eye Lens Dose in Dental Cone Beam CT: Effect of Field of View and Angle of Rotation.** Br J Radiol 2014; 87(1042): 20130654.
- 39-Qu XM, Li G, Sanderink GC, Zhang ZY, Ma XC. Dose Reduction of Cone Beam CT Scanning for the Entire Oral and Maxillofacial Regions with Thyroid Collars.** Dentomaxillofac Radiol 2012; 41(5): 373-8.
- 40-Davies J, Johnson B, Drage N. Effective Doses from Cone Beam CT Investigation of the Jaws.** Dentomaxillofac Radiol 2012; 41(1): 30-6.
- 41-Qiang W, Qiang F, Lin L. Estimation of Effective Dose of Dental X-Ray Devices.** Radiat Prot Dosimetry 2019; 183(4): 417-21.
- 42-Khoury HJ, Andrade ME, Araujo MW, Brasileiro IV, Kramer R, Huda A. Dosimetric Study of Mandible Examinations Performed with three Cone-Beam Computed Tomography Scanners.** Radiat Prot Dosimetry 2015; 165(1-4): 162-5.
- 43-Hidalgo A, Davies J, Horner K, Theodorakou C. Effectiveness of Thyroid Gland Shielding in Dental CBCT Using a Paediatric Anthropomorphic Phantom.** Dento Maxillo Fac Radiol 2015; 44(3): 20140285.
- 44-Goren AD, Prins RD, Dauer LT, Quinn B, Al-Najjar A, Faber RD, et al. Effect of Leaded Glasses and Thyroid Shielding on Cone Beam CT Radiation Dose in an Adult Female Phantom.** DentoMaxilloFac Radiol 2013; 42(6): 20120260.
- 45-Schulze RKW, Sazgar M, Karle H, de las Heras Gala H. Influence of a Commercial Lead Apron on Patient Skin Dose Delivered during Oral and Maxillofacial Examinations under Cone Beam Computed Tomography (CBCT).** Health Phys 2017; 113(2): 129-34.
- 46-Setti da Rocha ASP, de Mello Aguiar G, Tulio AP, Ditzel AS, Filipov D. Evaluation of Thyroid Radiation Dose Using Cone Beam Computed Tomography.** Radiat Prot Dosimetry 2017; 175(3): 368-72.
- 47-Rahman S, Peng Yue C, Alam M. The Measurement of Effective Dose Absorption by Thyroid Tissue during Cone Beam Computed Tomography (CBCT).** International Med J 2013; 20(2): 172-5.

Evaluation of Factors Affecting Absorbed Dose, Optimization Methods and Patient Dose Reduction in Dental Cone Beam CT (CBCT)

Azam Asgari¹, Ali Asghar Parach^{†2,3}, Zahra Nekoofar³, Elahe Daneshian³

Review Article

Introduction: Nowadays the use of cone beam computed tomography in dental imaging is increasing, although this method has a much lower dose than conventional CT scans, it delivers a higher dose than the panoramic and periapical patients therefore, , the aim of this study was to investigate the factors affecting the patients' dose in dental CBCTs and methods of optimizing and reducing the patients' dose.

Various factors such as the use of thyroid collar, lead goggles, field size, device type, imaging parameters such as tube voltage and current, alternating or pulsed radiation; type, amount and shape of the filter, 360 degree or partial rotation of tube and scan time, can affect the absorbed dose of the patient in dental CT scans. Among these, the use of thyroid collar (42% reduction), lead goggles (6% reduction),the smallest possible field of view (up to 90%), pulse irradiation, patient sitting position and 180° rotation angle instead of 360° (more than 50% reduction) cause significant reduction in the organ doses and effective dose of the patients. It should also be kept in mind that measures taken to reduce the patients' dose should not impair image quality and, depending on the patient's condition, the radiographer will select the dose reduction parameters without degrading the image quality.

Keywords: Dental CBCT, Patient dose, Dose Optimization, Radiation Exposure.

Citation: Asgari A, Parach A.A, Nekoofar Z, Daneshian E. **Evaluation of Factors Affecting Absorbed Dose, Optimization Methods and Patient Dose Reduction in Dental Cone Beam CT (CBCT).** J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2020; 28(4): 2521-32

¹Industrial Diseases Research Center, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

²Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

³Department of Radiation Technology, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

*Corresponding author: Tel: 09187123796, email: aliparach@gmail.com