مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره بیست و هشتم، شماره چهار، تیر ۱۳۹۹
تاریخ دریافت:۱۳۹۸/۷/۳۰
تاریخ پذیرش:۱۳۹۹/۲/۲۱

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

اعظم عسگری[۱]، علی اصغر پرچ*[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 به‌بیمار 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 تیروئیدبند (۴۲٪ کاهش) و عینک سربی (۶۱٪ کاهش) و کوچک‌ترین میدان ممکن (کاهش تا ۹۰٪)، پرتودهی به‌صورت پالسی، مایل نشستن بیمار و زاویه چرخش ۱۸۰ درجه به جای ۳۶۰ درجه (بیش از ۵۰٪ کاهش) موجب کاهش قابل‌توجهی 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، پرچ 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): ۳۲-۲۵۲۱.

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

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

مقدمه

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 به‌پیشرفت 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 به‌همراه تصویربرداری سفالومتری، در زمینه ارزیابی ارتباط ساختارهای دندانی، ساختار اسکلتی صورت و فک و بررسی بافت نرم در تمامی مراحل مدیریت ارتودنسی بیمار استفاده شد (۲, ۱) تکنیک‌های تصویربرداری دندان با معرفی تصویربرداری پانورامیک و مقطع‌نگاری پیشرفت قابل‌توجهی داشتند (۱) اما به‌دلیل اینکه آناتومی 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 کفایت نمی‌کنند (۳). هم‌چنین استفاده از سی‌تی‌اسکن‌های معمول در دندانپزشکی به‌علت دوز و هزینه بالا، زمان اسکن طولانی، رزولوشن پایین و دشواری در تفسیر دارای محدودیت است. تکنولوژی‌های جدید از جمله سی‌تی با پرتو مخروطی موفق شده‌اند تا بخشی از این مشکلات را رفع کنند (۴). در ابتدا اسکنرهای CBCT (Cone Beam Computed Tomography) 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 (۶, ۵). تکنولوژی تصویربرداری سه بعدی با اشعه مخروطی بر اساس شرکت‌های سازنده نام‌های مختلفی از جمله (Cone Beam Computed Tomography) CBCT و DVT (Digital Volumetric Tomography) دارد (۷). CBCT به‌طور خاص در موارد ارتودنسی، ایمپلنت، بررسی ساختار TMJ (Temporomandibular Joint)، بررسی تروما، نشان دادن گستردگی پاتوژنزهای ماگزیوفاشیال و ... مورد استفاده قرار می‌گیرد (۸). تجزیه و تحلیل داده‌ها نشان می‌دهد که در بین دندانپزشکان مختلف، OPG (Orthopantomogram) بیشتر توسط دندانپزشکان عمومی به‌میزان (۳۱٪) و دندانپزشک پروتز 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 (Oral and Maxillofacial Surgeon) (OMFS) به میزان ۲۳٪ درخواست داده می‌شود. استفاده از OPG اغلب در زمینه برنامه‌ریزی دندان مصنوعی جزئی یا (fixed dental prostheses)(FDP) به‌میزان ۵۹٪ است، در حالی‌که از CBCT بیشتر در زمینه طراحی کاشت به‌میزان ۶۱٪ استفاده می‌شود (۹). در نتیجه با توجه به‌استفاده از CBCT در زمینه‌های مختلف تصویربرداری دندانی و دوز نسبتاً بالای آن، کاهش دوز جذبی بیمار از اهمیت بسزایی برخوردار است. در طی پرتودهی با اشعه x در حین فرایند CBCT بافت‌های مختلفی از جمله غدد پاروتید، تیروئید و چشم و پستان تحت تابش با پرتوهای اسکتر قرار می‌گیرند که با توجه به فاصله آن‌ها از میدان اصلی و حساسیت متفاوت آن‌ها نسبت به اشعه و پارامترهای متفاوت پرتودهی، میزان دوز دریافتی در این بافت‌ها متفاوت است. براساس هفتمین گزارش کمیته بین المللی آثار بیولوژیکی پرتوهای یونیزان (Biological Effects of Ionizing Radiation report)(BEIR VII) تخمین زده می‌شود که تقریباً از هر ۱۰۰۰ نفر، ۱ نفر از طریق قرار گرفتن در معرض ۱۰ میلی سیورت اشعه به سرطان مبتلا می‌شود. (۱۰, ۲) در نتیجه با توجه به ضرورت جلوگیری از پرتوگیری غیر ضروری توسط جامعه و نقش CBCT در افزایش دوز تجمعی، بررسی ارتباط پرتوگیری این بافت‌ها با بروز سرطان به‌خصوص در کودکان حائز اهمیت است. در بیماران خردسال احتمال بروز آسیب‌های ناشی از پرتو بسیار بیشتر

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

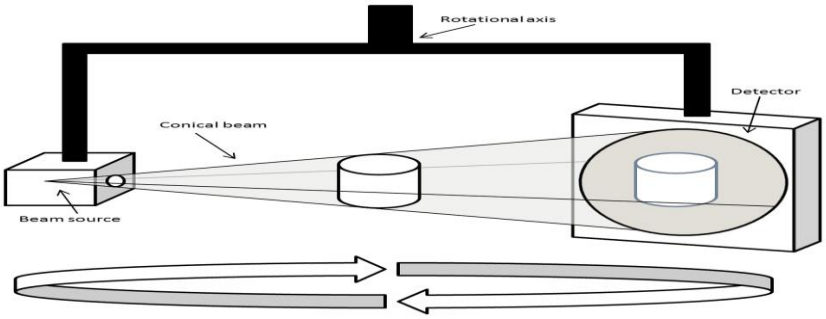
است زیرا بافت‌های آن‌ها در مقایسه با بزرگسالان نسبت به اشعه حساسیت بیشتری دارد، طول عمر بیشتری دارند و ممکن است به‌علت تنظیم نشدن شرایط دستگاه متناسب با جثه کوچک آن‌ها، دوز بیشتری دریافت کنند. به‌طور کلی خطر پرتویی در کودکان زیر ۱۰ سال، سه برابر یک فرد سی ساله است (۱۱). در نتیجه بررسی چگونگی کاهش میزان دوز دریافتی بیماران و عوامل کاهش دهنده دوز در CBCT دندانپزشکی حائز اهمیت فوق‌العاده‌ای بوده و در این مقاله سعی شده است تا عوامل موثر بر دوز بیمار و روش‌های کاهش دوز درCBCT در حد امکان مورد بررسی و ارزیابی قرار گیرند. از آنجا که عوامل مختلفی از جمله استفاده از تیروئید بند و عینک سربی، 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 سی‌تی‌اسکن معمولی

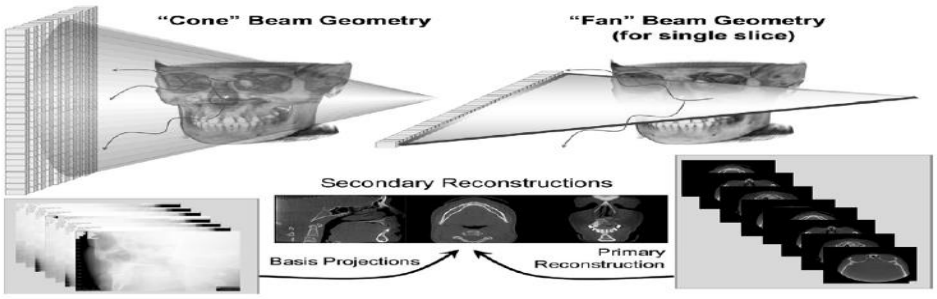
در سال‌های گذشته، CBCT به‌طور گسترده‌ای در تصویربرداری دندانپزشکی مورد استفاده قرار گرفته است که به قیمت دوز بالاتر نسبت به تصویربرداری پانورامیک و OPG عملکرد بهتری دارد و اساساً جایگزین سایر روش‌ها برای چندین کار تشخیصی در دندانپزشکی شده است (۱۲). با وجود اینکه تصاویر تولید شده توسطCBCT بسیار مشابه تصاویر تولید شده توسط CT مورد استفاده در پزشکی می‌باشد. شکل ۱ نحوه عملکرد یک سیستم تصویربرداری CBCT را به‌صورت شماتیک نمایش می‌دهد. اما CBCT تفاوت‌های زیادی با CT دارد به‌عنوان مثال در تکنولوژی CBCT برخلاف CT که اشعه به‌صورت پرتو بادبزنی 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 به‌صورت BackProjection و یا Iterative است در حالی‌که الگوریتم مورد استفاده در CBCT برای بازسازی تصویر FDK (Feldkamp, Davis and Kress) می‌باشد. این موارد به‌خوبی در شکل ۲ به نمایش گذاشته شده است (۵). در CBCT دتکتورها از نوع Flat Panel هستند اما در سی‌تی‌اسکن های معمولی از آرایه های دتکتوری استفاده می‌شود (۱۳, ۵). در CBCT دتکتور و تیوب اشعه روی یک بازو قرار گرفته‌اند و هردو باهم به دور سر بیمار می‌چرخند و اشعه مخروطی از تیوب به ناحیه مورد نظر(region of interest) (ROI) تابیده می‌شود و گانتری حول مرکز ROI دوران می‌کند. گانتری بر خلاف CT اسکن فقط یک بار حول سر بیمار با زاویه ۱۸۰ تا ۳۶۰ درجه دوران می‌کند که باعث کاهش دوز به میزان ۶ تا ۱۵ برابر نسبت به CT اسکن می‌شود و در پی دوران خود چند صد تصویر دو بعدی تهیه می‌کند که به‌وسیله این تصاویر، پایه حجم تصویر محاسبه می‌شود (۱۴). CBCT دارای مزایای زیادی از جمله: FOV تنظیم پذیر، اندازه‌گیری 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 از۱۰ برابر رادیوگرافی‌های 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 اندازه‌گیری کردند. از دوزیمتر TLD(thermoluminescent dosimeter) و فانتوم آنتروپوموفیک برای اندازه‌گیری دوز استفاده نمودند که آن‌ها را در ۱۸ نقطه آناتومی فانتوم قرار دادند. بیشترین اندازه‌گیری دوز برای بصل‌النخاع (۱۰ میلی‌گری) بود. طبق مطالعه آن‌ها دوز CBCT در مقایسه با تصویربرداری پانورامیک بالاتر است. (۱۶) Deman وهمکاران 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 می‌باشد (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 می‌باشد (۱۸) در حالی‌که پرتوگیری ناشی از رادیوگرافی پانورامیک در محدوده ۷۵-۱۹میکرو سیورت قرار دارد (۱۹).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]



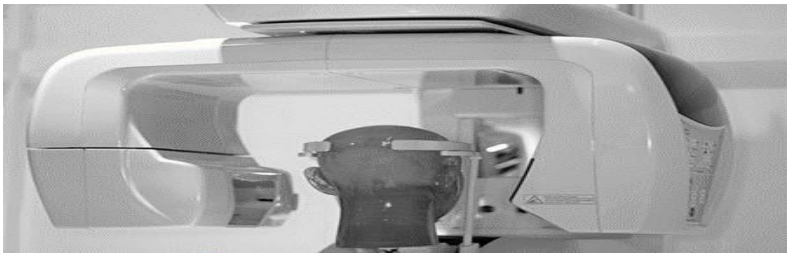
شکل ۱: اساس عملکرد یک سیستم CBCT و نحوه تصویربرداری آن



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

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 شبه انسانی یا در بیماران اندازه‌گیری گردد. شکل ۳ تصویری از یک سیستم تصویربرداری CBCT به‌همراه یک فانتوم سروگردن را برای انجام آزمایشات و تحقیقات دوزیمتری و تصویربرداری روی نمونه مشابه انسانی نشان می‌دهد. قرص‌های 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 دوزجذب 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 نباید بیشتر از چند روز عقب انداخت زیرا سیگنال ایجاد شده ضعیف شده و انرژی نهفته به مرور زمان آزاد می‌شود (۲۱, ۲۰).



شکل ۳: سیستم توموگرافی کامپیوتری با بیم مخروطی به‌همراه فانتوم سر و گردن

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

ابزار دیگری که جهت انجام دوزیمتری 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 فیلم ها 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 (۲۲). دوزیمترهای 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 به‌عنوان 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 می‌افتند. هنگامی که این الکترون‌ها و فوتون‌ها با هم برخورد می‌کنند انرژی به دام افتاده به‌صورت نور آزاد می‌شود این اتفاق زمانی می‌افتد که این کریستال با نور مرئی ۵۴۰ نانومتری مورد تابش قرار بگیرد و انرژی آزاد شده از نور تابیده شده قابل تفکیک می‌باشد زیرا به شکل فوتون های ۴۲۰ نانومتری است (۲۳). از بین دوزیمترهای ذکر شده، استفاده از TLDها علیرغم اینکه نسبت به فیلم پیچیده‌تر هستند و زمانبر می‌باشند سهم بیشتری را از دوزیمتری‌های مختلف به خود اختصاص داده‌اند.

تاثیر شرایط تابش

ولتاژ تیوب (kV)، جریان تیوب (mA) و زمان پرتودهی به‌طور مستقیم با تعداد فوتون های خروجی تیوب CBCT متناسب می‌باشند و متعاقباً با دوز نیز ارتباط مستقیم دارند. تغییر mAs و کولیماسیون اشعه تاثیر قابل‌توجهی بر روی دوز موثر بیمار در CBCT دارد به‌طور مثال اسکن ماگزیلاری یا مندیبل با استفاده از کولیماسیون پرتو، دوز موثر بیمار را حدوداً ۲۴ تا ۲۹ درصد در مقایسه با اسکن ماگزیومندیبولار کامل، کاهش می‌دهد (۲۴). با توجه به کاربردهای گوناگون CBCT در زمینه‌های مختلف، پایین ترین شرایط پرتودهی که می‌تواند بهترین کیفیت تصویر را ایجاد کند، متفاوت است. برای اطمینان از نمایش اشیاء با کنتراست کم، ۷۲/۸ =mAs کفایت می‌کند که این مقدار نصف مقدار مورد استفاده در پروتکل سر و گردن با دوز کم است (kVp= ۱۲۵، 0.4mAs / view، 616 نما در ۳۶۰ درجه). در موارد خاص ممکن است شرایط اکسپوژر به mAs ۵۰ کاهش یابد، زیرا کیفیت تصویر در شرایط mAs=۳۶/۴ نیز قابل قبول به نظر می‌رسد. با این حال، کاهش دوز با کم کردن mAs به زیر ۴۰ باید محتاطانه باشد زیرا ممکن است منجر به‌تخریب چشمگیر کیفیت تصویر و در نتیجه تکرار تصویر گردد. برای مشاهده یک جسم با کنتراست بالا با قطر ۳ میلی‌متر، می‌توان mAs کل را به ۱۲/۲ نیز کاهش داد (۲۵). به‌علت خطی بودن رابطه دوز با mAs، کاهش mAs کاهش دوز جذبی را به‌همراه خواهد داشت (۲۶). از سوی دیگر کیلو ولتاژ هم قدرت نفوذ اشعه ایکس را کنترل می‌کند و کاهش آن موجب کاهش کنتراست تصویر می‌شود. مقدار دوز بیمار به‌صورت مستقیم با مجذور 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 (۲۶). Ganache و همکاران نتیجه گرفتند که با کاهش kV از ۹۰ به ۶۰ و استفاده از mA متوسط رو به بالا، دوز بیمار کاهش یافته در حالی‌که کیفیت تصویر تقریبا ثابت می ماند (۲۷).

فیلتراسیون در CBCT

یکی از اهداف استفاده از فیلتراسیون در CBCT، کاهش دوز بیمار و افزایش کیفیت تصویر در نتیجه کاهش آرتیفک سخت شدگی اشعه یا beam hardening می‌باشد. هنگام استفاده از فیلتر، kV باید افزایش پیدا کند در حالی‌که 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 بالایی 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

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

فیلتراسیون در CBCT و افزایش kV باعث کاهش ۴۳ ٪ دوز بیمار می‌شود (۲۸). Mail و همکاران بر روی تاثیر شکل فیلتر بر دوز بیمار درCBCT 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 دقیق تر می‌شود (۲۹). در CBCT به‌دلیل استفاده از اشعه مخروطی، پهنای پرتو نسبت به‌CT 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 به‌اعمال دوز غیر ضروری به‌بیمار می‌شود. Mori و همکاران فیلتر جبران اثر پاشنه یاHEC (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).

تاثیر 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 تئوریک همه آن‌ها می‌توانند در زمینه‌های مختف دندانپزشکی مورد استفاده قرار گیرند. اگرچه توصیه می‌شود در صورت امکان از کوچک‌ترین FOV با کیفیت تصویر 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 به‌وسیله 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 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 TMJ (temporo-mandibular joint) در CBCT با FOV 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 درحین جابه جایی تیوب از محو شدگی تصویر در اثر آرتیفکت حرکتی نیز جلوگیری می‌شود و رزولوشن فضایی افزایش می‌یابد. خروجی اشعه CBCT در حالت پالسی حدوداً نصف خروجی در حالت پیوسته است به‌عنوان 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 حالی‌که برای پرتودهی پیوسته دستگاه به مدت یک دقیقه روشن می‌باشد (۳۶, ۲۸).

تاثیر موقعیت نشستن بیمار

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

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

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 دتکتور) برای تصویربرداری استفاده می‌کنند، چرخش ۱۸۰ درجه به‌همراه 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 پی دارد که میزان دوز در آن با میزان چرخش تیوب متناسب 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 اشعه مثل غدد بزاقی در پشت قسمت مرکزی FOV قرار دارند، اگر تیوب به جای چرخش کامل فقط از قسمت قدامی عبور کند، دوز این اندام‌ها کاهش می‌یابد (۶،۷،۳۸،۳۹).

تاثیر 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 قابل‌توجهی در بین دوز دریافتی اندام‌های سر و گردن وجود دارد (۳۹, ۳۸, ۱۴). دوز موثر در بیشتر اسکنرها، در محدوده ۲۰ تا ۱۰۰ میکروسیورت است (۳۱). در سال ۲۰۱۵ Helen J Koury و همکاران دوز جذبی پوست در نواحی چشم و غدد بزاقی و غده تیروئید بیماران در طی انجام CBCT با سه اسکنر i-CAT classic و Gendex CB-500 و PreXion 3D را اندازه‌گیری کردند. در نتیجه انجام CBCT در این سه اسکنر با پروتکل‌های مشابه، اسکنر PreXion 3D دوز جذبی بیشتری را به‌علت مدل پرتودهی پیوسته اش نشان داد (۴۰).

تاثیر بکارگیری حفاظ‌های 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 کاتاراکت در چشم و سرطان تیروئید می‌شوند (۴۳-۴۱). 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 آنتروپومورفیک استفاده کردند. هر آزمون یکبار با استفاده از شیلد و یکبار بدون شیلد انجام شد. نتایج نشان داد که کولیماسیون به تنهایی 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

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

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 ۰/۰۹۱ 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 به‌خصوص کودکان در طی انجام CBCT از شیلد تیروئید استفاده شود (۴۱). طبق مطالعات Setti da Rocha و همکاران، دوز جذبی تیروئید در CBCT ۰/۴۸میلی‌گری به‌دست آمد که این امر ضرورت رعایت حفاظت پرتویی برای بیمار را بیان می‌کند (۴۴) بنابراین توصیه می‌شود که از شیلد تیروئید به‌طور معمول در CBCTهای دندان به‌ویژه برای کودکان طبق اصل ALARA (As Low As Reasonably Achievable) استفاده گردد (۴۵).

نتیجه‌گیری

با توجه به کاربرد روزافزون CBCT در تصویربرداری‌های دندانی و افزایش آمار ابتلا به سرطان در سطح جامعه، بررسی ارتباط پرتوگیری این بافت‌ها با بروز سرطان 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 جثه بیمار ،پارامترهای تصویربرداری برای هر بیمار باید به‌صورت 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.

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 ofCBCT 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.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

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.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

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 JRadiol 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***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

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.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol 28| NO 4 | July 2020
Received: 22 Oct 2019
Accepted: 10 May 2020

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

Azam Asgari[1], Ali Asghar Parach[†2,3], Zahra Nekoofar[3], Elahe Daneshian[3]

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^{o} rotation angle instead of 360^{o} (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

[1]Industrial Diseases Research Center, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.
[2]Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.
[3]Department of Radiation Technology, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

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

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.18502/ssu.v28i4.3764]