



## دز مؤثر وابسته به اندازه بیمار در توموگرافی کامپیوتری دندانی بر اساس شاخص توده بدنی: مطالعه شبیه‌سازی مونت کارلو

عهده‌به آغاز<sup>۱\*</sup>، محمدرضا کاردان<sup>۲</sup>، محمدرضا دیوبند<sup>۳</sup>، بهادر بهادرزاده<sup>۴</sup>  
۱. پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، صندوق پستی: ۸۳۶-۱۴۳۹۵، کرج - ایران  
۲. پژوهشکده راکتور و ایمنی هسته‌ای، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، صندوق پستی: ۸۳۶-۱۴۳۹۵، تهران - ایران  
۳. گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، صندوق پستی: ۶۴۴۶-۱۴۱۵۵، تهران - ایران  
۴. بخش مهندسی هسته‌ای، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، صندوق پستی: ۸۴۳۳۴-۷۱۹۴۶، شیراز - ایران

\*Email: aaghaz@gmail.com

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۱۲/۱۵ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۳/۱۶

### چکیده

نقش و مزایای توموگرافی کامپیوتری دندانی (CBCT) در تصویربرداری از دندان‌ها، تشخیص و طراحی درمان به خوبی شناخته شده است، اما استفاده از پرتوهای ایکس در این دستگاه‌ها، بدون خطر نیست. این مطالعه با هدف ارائه اطلاعات جامعی از دز جذبی و دز مؤثر وابسته به اندازه (Size-Specific effective dose) بیماران زن و مرد برای گستره وسیعی از شاخص‌های توده بدنی (BMI) در دستگاه‌های CBCT دندانی انجام شد. در این راستا، از روش مونت کارلو برای شبیه‌سازی سه پروتکل مختلف تصویربرداری با دستگاه GIANO، استفاده شد. جمعیتی از فانتوم‌های محاسباتی XCAT مرد و زن بالغ با شاخص‌های توده بدنی مختلف برای انجام شبیه‌سازی مونت کارلو استفاده شد. دزهای اندازه‌گیری شده با استفاده از فانتوم راندو حاوی دزیمترهای ترمولومینسانس و دزهای شبیه‌سازی شده با استفاده از تصاویر سی تی فانتوم راندو برای اعتبارسنجی شبیه‌سازی مونت کارلو مقایسه شدند. نتایج نشان داد دز اندام‌ها برای میدان‌های دید مختلف (FOVs) متفاوت بوده و معمولاً در زنان بالغ بالاتر است. بیشینه دز مؤثر برای پروتکل‌های مفصل گیجگاهی-فکی (TMJ)، تک فک و هر دو فک به ترتیب،  $94 \pm 5 \mu\text{Sv}$ ،  $63 \pm 4 \mu\text{Sv}$  و  $62 \pm 2 \mu\text{Sv}$  برای مردان بالغ به ترتیب با شاخص توده بدنی  $25.82$ ،  $21.70$  و  $21.71 \text{ kg m}^{-2}$  و  $98 \pm 3 \mu\text{Sv}$ ،  $69 \pm 1 \mu\text{Sv}$  و  $66 \pm 1 \mu\text{Sv}$  برای زنان بالغ به ترتیب با شاخص توده بدنی  $21.69$ ،  $21.71$  و  $21.72 \text{ kg m}^{-2}$ ، به ترتیب  $24\%$ ،  $37\%$  و  $32\%$  تفاوت بین حداقل و حداکثر مقدار دز مؤثر در پروتکل‌های TMJ، تک فک و هر دو فک برای مردان بالغ،  $24\%$ ،  $37\%$  و  $32\%$  و برای زنان بالغ به ترتیب  $24\%$ ،  $37\%$  و  $32\%$  بود. در نهایت، این مطالعه مجموعه داده‌های جامعی از دزهای جذبی و مؤثر بیماران برای طیف وسیعی از شاخص توده بدنی بدون نیاز به اندازه‌گیری تجربی ارائه می‌کند.

کلیدواژه‌ها: دز مؤثر، توموگرافی کامپیوتری دندانی، روش مونت کارلو، شاخص توده بدنی، فانتوم مجازی

## Organ and size-specific effective doses from dental cone beam CT based on body mass indexes (BMIs): Monte-Carlo simulation study

A. Aghaz<sup>1\*</sup>, M.R. Kardan<sup>2</sup>, M.R. Deevband<sup>3</sup>, B. Bahadorzadeh<sup>4</sup>

1. Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, P.O.BOX: 14395-836, Karaj - Iran
2. Reactor and Nuclear Safety Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, P.O.BOX: 14395-836, Tehran - Iran
3. Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, School of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, P.O.BOX: 14155-6446, Tehran - Iran
4. Nuclear Engineering Department, Shiraz University, P.O.BOX: 71946-84334, Shiraz - Iran

Research Article

Received 6.3.2023, Accepted 6.6.2023

### Abstract

Cone-Beam CT (CBCT) is well known for its role in dental imaging, diagnosis, and treatment planning, but xrays can be risky. This study aimed to provide an accurate and comprehensive database of organs and size-specific effective doses based on body mass indexes (BMI) of patients in dental-CBCT units. To simulate exposure geometry for three different imaging protocols with GIANO CBCT, one of the commonly used units in Iran, the Monte-Carlo (MC) method was used. The population of Extended-Cardiac Torso(XCAT) adult male and female computational phantoms with various BMIs were used in the simulation as input files. The measured doses from the Rando phantom and thermoluminescence dosimeters were compared with simulated doses based on CT images of the Rando phantom. This was done to validate the simulations. The results showed the organs doses for the different Fields-of-View(FOVs) varied widely, usually in adult females was higher. The maximum size-specific effective doses for temporomandibular-joint (TMJ), single, and both arch protocols were  $94 \pm 5 \mu\text{Sv}$ ,  $63 \pm 4 \mu\text{Sv}$ , and  $62 \pm 2 \mu\text{Sv}$  for adult males with BMIs 25.82, 21.70, and 21.71 kg m<sup>-2</sup>, whereas, and  $98 \pm 3 \mu\text{Sv}$ ,  $69 \pm 1 \mu\text{Sv}$  and  $66 \pm 1 \mu\text{Sv}$  for adult females with BMIs 21.69, 21.71 and 21.72 kg m<sup>-2</sup>, respectively. Also, the difference between the minimum and maximum value of effective dose in TMJ, single, and both-arch protocols was 24%, 37%, and 32% for AM. These AF values were 24%, 32%, and 35%, respectively. Eventually, this study provides a comprehensive data set of patient doses for wide ranges of BMIs without experimental measurement.

**Keywords:** Effective dose, CBCT, Monte carlo method, Body mass index, XCAT phantom



## ۱. مقدمه

با دو شاخص توده بدنی متفاوت استفاده شد. در پژوهشی که در سال ۲۰۱۸ توسط Hedesiu Mihaela و همکاران انجام شد [۱۰]، یک مطالعه آینده‌نگر در کودکانی که تحت تصویربرداری تشخیصی CBCT با دستگاه ProMax3D قرار گرفتند، انجام شد. در این مطالعه، دزهای اندام و مؤثر با روش شبیه‌سازی مونت کارلو با استفاده از دو فانتوم مجازی کودکان ۵ و ۸ ساله برای FOVها و پروتکل‌های اسکن مختلف محاسبه شد.

مطالعات مشابهی برای محاسبات دز مؤثر در دستگاه‌های CBCT دندان‌دانی با استفاده از تعداد محدودی از فانتوم‌های مجازی با شاخص توده بدنی‌های مختلف انجام شده است که نتایج حاصل از هیچ کدام از این مطالعات را نمی‌توان با اطمینان به طیف وسیعی از بیماران با شاخص‌های توده بدنی مختلف که تحت تصویربرداری با دستگاه‌های CBCT دندان‌دانی قرار می‌گیرند، تعمیم داد. از طرفی، مطالعه بیشتر بر روی پژوهش‌های انجام گرفته در دنیا، نشان می‌دهد که پژوهش‌های بسیاری در زمینه ارزیابی دز اندام‌ها و دز مؤثر در دستگاه‌های CBCT انجام شده‌اند که در آن‌ها از فانتوم‌های معادل انسان حاوی دزیمترهای ترمولومینسانس [۲، ۱۱-۱۳] و لومینسانس با تحریک نوری (OSL<sup>۶</sup>) [۱۴] استفاده شده است که در هیچ‌کدام از این پژوهش‌ها مجموعه داده‌های کامل و جامعی از دز اندام‌ها و هم‌چنین دز مؤثر برای گستره مختلفی از شاخص‌های توده بدنی برای جنسیت‌های مختلف از بیماران ارائه نشده است. علاوه بر این، برخی مطالعات برای ارزیابی دز مؤثر بیماران در برخی مدل‌های موجود از دستگاه‌های CBCT دندان‌دانی در داخل کشور انجام شده است که در همه آن‌ها از فانتوم راندو حاوی دزیمترهای ترمولومینسانس استفاده شده است [۱۵، ۱۶] که همان‌گونه که قبلاً اشاره شد، با توجه به تفاوت شاخص توده بدنی بیماران مختلف با جنسیت‌های متفاوت با این‌گونه فانتوم‌ها، نتایج حاصل از این پژوهش‌ها را نمی‌توان با اطمینان برای گستره وسیعی از بیماران مورد استفاده قرار داد. با این حال؛ در مطالعه حاضر، طیف وسیعی از فانتوم‌های مجازی استاندارد با دامنه وسیع شاخص توده بدنی برای تخمین دزهای مؤثر و جذبی استفاده شد که پیش از این انجام نشده بود. علاوه بر این، سیستم‌های تصویربرداری دندان‌دانی CBCT مدل GIANO یکی از واحدهای رایج مورد استفاده در مراکز رادیولوژی فک و صورت می‌باشد. با این حال؛ اطلاعات کافی در مورد دز جذبی دریافت شده توسط بیماران با دامنه وسیعی از شاخص توده بدنی که توسط این واحدها مورد بررسی قرار می‌گیرند، وجود ندارد.

امروزه توموگرافی کامپیوتری با پرتو مخروطی (CBCT<sup>۱</sup>) نقش مهمی در طراحی درمان، تشخیص و تصویربرداری فک و صورت ایفا می‌کند و تعداد تصویربرداری‌های CBCT در حال افزایش است [۱]. بنابراین در نظر گرفتن دز تابش از چنین سیستم‌های تصویربرداری دارای اهمیت است. مطالعات فراوانی بر اندازه‌گیری دز مؤثر بر روی سیستم‌های CBCT دندان‌دانی با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس (TLD) تعبیه شده در یک فانتوم آنتروپومورفیک انجام شده است [۲-۵]. به طور معمول، نگرانی اساسی برای هر سیستم جدید تصویربرداری حاوی چشمه اشعه ایکس، دز بیمار است که به شرایط پرتوگیری (جریان دو سر تیوب mAs<sup>۲</sup>، میدان دید (FOV<sup>۳</sup>) و ولتاژ قله دو سر تیوب (kVp) و هم‌چنین شاخص توده بدنی بیمار (BMIs<sup>۴</sup>) بستگی دارد. بسیاری از مطالعات ارزیابی دز مؤثر در واحدهای مختلف CBCT را برای شرایط مختلف گزارش می‌کنند. به دلیل استفاده از فانتوم‌های انسانی، که فقط می‌تواند مرجعی برای بزرگسالان با مشخصات نرمال باشد، نتایج گزارش شده را نمی‌توان به طیف گسترده‌ای از جمعیت‌های انسانی تعمیم داد [۴، ۶، ۷].

برخی از مطالعات، دزهای مؤثر و جذبی را برای پروتکل‌های تصویربرداری با CBCT تنها با استفاده از یک یا دو فانتوم و کسل‌بندی شده مجازی تخمین زده‌اند و نتایج آن‌ها برای تعداد محدودی از بیماران با شاخص توده بدنی متفاوت گزارش شده است. در مطالعه‌ای که JJ Morant و همکاران در سال ۲۰۱۳ انجام دادند [۸]، با استفاده از شبیه‌سازی‌های مونت کارلو و فانتوم‌های مجازی کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیکی (ICRP<sup>۵</sup>) مرد و زن بالغ، دز اندام‌ها و دز مؤثر را برای دستگاه CBCT مدل i-CAT با تعداد ۹ حالت مختلف از FOV با در نظر گرفتن حالت‌های چرخش کامل و چرخش نیمه تیوب اشعه ایکس محاسبه کردند. در این مطالعه تنها یک فانتوم مجازی زن بالغ (۴۳ سال عمر، شاخص توده بدنی ۲۲/۵۸ kg/m<sup>۲</sup>) و یک فانتوم مجازی مرد بالغ (۳۸ سال عمر و شاخص توده بدنی ۲۳/۵۷ kg/m<sup>۲</sup>) برای ارزیابی دز مؤثر استفاده شد.

در مطالعه مشابه دیگری که توسط Soares و همکاران که در سال ۲۰۱۹ انجام شد [۹]، هدف ارزیابی دزهای جذبی، معادل و مؤثر برای CBCT‌های دندان‌دانی با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو بود. در این مطالعه تنها از دو فانتوم محاسباتی FASH3 و MASH3 (Female Adult MeSH and Male Adult MeSH)

1. Cone Beam Computed Tomography
2. Milli Ampere Second
3. Field of View
4. Body Mass Index
5. International Commission on Radiological Protection

مجله علوم و فنون هسته‌ای



## ۲.۲ تصویربرداری با CBCT

پروتکل‌های تصویربرداری تک فک ( $FOV = 11 \times 5 \text{ cm}^2$ ) هر دو فک ( $FOV = 11 \times 8 \text{ cm}^2$ ) و مفصل گیجگاهی- فکی (TMJ) و ( $FOV = 8 \times 8 \text{ cm}^2$ ) در یک دستگاه تصویربرداری CBCT (NewTom، GIANO، ورونا، ایتالیا) برای این مطالعه انتخاب شدند. جریان و ولتاژ تیوب برای هر سه پروتکل تصویربرداری انتخاب شده روی ۱۰/۸ mAs و ۹۰ kVp تنظیم شد. هر کدام از این پروتکل‌ها، یک پروتکل تصویربرداری را نشان می‌دهد که نواحی مختلف تشریحی را پوشش می‌دهد و پارامترهای اسکن مختلف، از جمله ولتاژ و جریان تیوب، زمان اسکن، موزی‌سازی اشعه، و نوع FOV اسکن را به اشتراک می‌گذارد. در تمام پروتکل‌های تصویربرداری، گانتری با زاویه چرخش ۳۶۰ درجه می‌چرخد. اندازه نقطه کانونی ۰/۵ mm و کل فیلتراسیون ۵/۲ mmAl بود [۲۰]. فاصله محور چرخش تا چشمه ( $SAD^A$ ) در دستگاه GIANO، ۴۰ cm بود.

## ۳.۲ شبیه‌سازی‌های مونت کارلو

هندسه پرتودهی بر اساس مشخصات و اندازه‌های دقیق در دستگاه GIANO مطابق با بخش ۲.۲ با استفاده از برنامه کد مونت کارلو Geant 4 برای انتشار توموگرافیک (GATE) نسخه ۸.۲ شبیه‌سازی شد [۲۱]. کل تعداد فوتون‌های در نظر گرفته شده برابر با  $10^8$  برای انجام همه شبیه‌سازی‌ها در همه موارد بود. در مقاله حاضر، فیزیک لیست مورد استفاده در انجام شبیه‌سازی‌ها در بردارنده برهم‌کنش‌های کامپتون، رایلی و فوتوالکتریک باشد. تولید طیف اشعه ایکس با استفاده از گزارش IPEM 78 مطابق مطالعه آغاز و همکاران [۲۲]، انجام شد. مطابق مطالعه آن‌ها، داده‌های گزارش IPEM 78 برای طیف اشعه ایکس با ترکیب تنگستن و زاویه آند  $10^\circ$  برای واحد GIANO و کل فیلتراسیون ۵/۲ میلی‌متر آلومینیم استفاده شد. میدان تابش مستطیل شکل را می‌توان به طور مستقل با تعریف چهار کولیماتور، دو عدد برای هر جهت، Z و X تعریف کرد. شبیه‌سازی‌ها در گام‌های  $1^\circ$  برای چرخش تیوب انجام شد (کل گام‌ها برای واحد GIANO برابر با  $360^\circ$  بود، هر گام زمان انتشار اشعه ایکس ۰/۱ ثانیه را شبیه‌سازی می‌کرد). زمان کل انتشار اشعه ایکس شبیه‌سازی شده دقیقاً مانند زمان انتشار واقعی در دستگاه تصویربرداری GIANO برابر با ۳/۶ s بود. کد مونت کارلو GATE 8.2 به صراحت هندسه پرتودهی دستگاه تصویربرداری GIANO از جمله مسیر حرکت تیوب اشعه ایکس در طول چرخش  $360^\circ$  درجه را شبیه‌سازی می‌کند.

مطالعه حاضر با هدف ارزیابی دز اندام‌ها و دز مؤثر برای بیماران با شاخص توده بدنی مختلف که تحت تصویربرداری با واحد GIANO با پروتکل‌های مختلف تصویربرداری قرار گرفته‌اند با استفاده از فانتوم‌های مجازی مرجع و شبیه‌سازی مونت کارلو، انجام شد. همچنین هدف دیگر این مطالعه ایجاد مجموعه داده‌های دز بیماران بدون نیاز به اندازه‌گیری تجربی است.

## ۲. روش کار

### ۱.۲ فانتوم‌های محاسباتی XCAT

برای محاسبه دز اندام‌ها و دز مؤثر برای بیماران با ویژگی‌های فیزیکی و آناتومیکی مختلف که تحت تصویربرداری با CBCT قرار می‌گیرند، از فانتوم‌های محاسباتی مختلف XCAT (Extended Cardiac-Torso) استفاده شد. سری فانتوم‌های XCAT جمعیت زیادی را با پارامترهای مختلف بدن، به عنوان مثال، سن، ابعاد بدن، و آناتومی ارائه می‌دهد. همچنین امکان تغییر فایل‌های ورودی برای شبیه‌سازی فانتوم‌های مختلف وجود دارد [۱۷].

جمعیت فانتوم‌های XCAT با شاخص توده بدنی‌های مختلف برای مردان و زنان بالغ ( $AM^1$  و  $AF^2$ ) با استفاده از فانتوم Dynamic XCAT نسخه ۲.۰ تهیه شد. مشخصات بیماران در نظر گرفته شده در مطالعه حاضر در جدول ۱ فهرست شده است.

این بیماران به طور تصادفی با شاخص توده بدنی‌های مختلف نمونه‌برداری شدند تا تنوع گسترده‌ای در جمعیت فانتوم ایجاد شود و داده‌های مناسب برای یک گروه بزرگ از بیماران تولید شود. در جدول ۱، صدک‌های k-ام، مقادیری هستند که درصد معینی از داده‌ها در یک مجموعه داده کم‌تر از آن‌ها یافت می‌شود [۱۸]. هدف از خانواده فانتوم‌های XCAT که توسط کتابخانه ملی پزشکی ( $NLM^3$ ) و آزمایشگاه‌های RAI<sup>4</sup> در دانشگاه دوک ایجاد شد، ارائه یک مدل محاسباتی معادل آناتومی و فیزیولوژی انسان بود [۱۷، ۱۹]. لازم به ذکر است که در تمام فانتوم‌های XCAT با شاخص توده بدنی متفاوت، به دلیل اختصاص اعداد متفاوت به اندام‌های مختلف، هر اندام دارای یک شماره شناسه منحصر به فرد است. به عنوان مثال، مغز با مقدار (۱۱) به عنوان شناسه اندام در تمام وکسل‌های مرتبط در ماتریس فانتوم نمایش داده می‌شود.

1. Adult Male
2. Adult Female
3. National Library of Medicine
4. Carl E. Ravin Advanced Imaging



جدول ۱. مشخصات قد، وزن، صدك قد و وزن و شاخص توده بدني براي مردان و زنان

مردان		زنان		صدك‌هاي قد و وزن (%)		
وزن (kg)	قد (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	وزن** (kg)		قد † (m)	BMI ‡ (kg/m <sup>2</sup> )
۵۴,۰۰	۱,۵۸	۲۱,۶۹	۴۷,۱۰	۱,۴۷	۲۱,۶۹	*۵
۵۵,۷۰	۱,۶۰	۲۱,۷۰	۴۸,۹۰	۱,۵۰	۲۱,۷۰	۱۰
۵۷,۲۰	۱,۶۲	۲۱,۶۹	۵۰,۱۰	۱,۵۲	۲۱,۷۱	۱۵
۵۹,۱۰	۱,۶۵	۲۱,۶۸	۵۱,۱۰	۱,۵۳	۲۱,۷۲	۲۰
۶۰,۰۰	۱,۶۶	۲۱,۷۱	۵۱,۹۰	۱,۵۵	۲۱,۷۱	۲۵
۶۱,۶۰	۱,۶۷	۲۲,۰۱	۵۲,۶۰	۱,۵۶	۲۱,۷۰	۳۰
۶۵,۹۱	۱,۶۸	۲۳,۲۷	۵۴,۳۹	۱,۵۷	۲۲,۱۲	۳۵
۶۹,۴۰	۱,۶۸	۲۴,۵۰	۵۷,۸۳	۱,۵۸	۲۳,۲۳	۴۰
۷۱,۸۹	۱,۶۹	۲۵,۱۰	۶۰,۱۰	۱,۵۹	۲۳,۸۵	۴۵
۷۴,۸۰	۱,۷۰	۲۵,۸۲	۶۲,۸۹	۱,۶۰	۲۴,۶۶	۵۰
۷۷,۲۰	۱,۷۱	۲۶,۳۶	۶۴,۵۰	۱,۶۱	۲۴,۹۹	۵۵
۷۹,۲۹	۱,۷۲	۲۶,۷۷	۶۶,۸۶	۱,۶۲	۲۵,۶۰	۶۰
۸۱,۳۷	۱,۷۳	۲۷,۱۶	۶۸,۹۰	۱,۶۳	۲۶,۰۶	۶۵
۸۳,۶۰	۱,۷۴	۲۷,۵۸	۷۰,۹۰	۱,۶۴	۲۶,۴۷	۷۰
۸۵,۹۱	۱,۷۵	۲۷,۹۷	۷۳,۱۶	۱,۶۵	۲۶,۹۶	۷۵
۸۸,۶۸	۱,۷۷	۲۸,۴۷	۷۵,۴۸	۱,۶۶	۲۷,۳۹	۸۰
۹۱,۲۲	۱,۷۸	۲۸,۸۰	۷۸,۳۴	۱,۶۷	۲۷,۹۳	۸۵
۹۴,۳۰	۱,۸۰	۲۹,۱۷	۸۱,۴۲	۱,۶۹	۲۸,۴۱	۹۰
۹۷,۳۹	۱,۸۰	۳۰,۱۲	۸۵,۰۰	۱,۷۲	۲۸,۷۲	۹۵

\* صدك وزني ۵ به اين معني است كه ۵ درصد مردان بالغ وزن كم تر و ۹۵ درصد مردان بالغ وزن بيش تري نسبت به او دارند.

\*\* ميانگين وزن براي مردان ۷۴,۵ كيلوگرم و براي زنان ۶۲,۵ كيلوگرم است.

† ميانگين قد براي مردان ۱۷۳,۴ سانتی‌متر و براي زنان ۱۵۹,۷ سانتی‌متر است.

$$\text{BMI} = \frac{\text{وزن}}{(\text{قد})^2} \quad \text{Body Mass Index (شاخص توده بدني)}$$

MATLAB 2019a براي بخش‌بندي تصوير CT فانتوم راندو به منظور مشخص كردن مرز اندام‌هاي مجزا استفاده شد. سپس، تصوير CT به عنوان يك فايل ورودی در شبیه‌سازی مونت‌كارلو فراخوانده می‌شود و مقادير وكسل (مقادير خاكستری) در تصوير CT، به عنوان بافت با چگالي جرمی اختصاصی و تركيبات شیمیایی مستخرج از استاندارد کمیسیون بین‌المللی واحدهای تشعشع و اندازه‌گیری تعريف می‌شود (ICRU).

در گام بعد، به منظور اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌ها، دز اندازه‌گیری‌شده با استفاده از دزیمترهای GR-200 و دز شبیه‌سازی شده با استفاده از تصاویر CT وكسل‌بندي شده فانتوم راندو مقایسه شد [۲۲]. در نهایت، دزهای اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی شده اندام‌ها با هم مقایسه شدند و نتایج با استفاده از نرم‌افزار SPSS به صورت آماری (IBM Corporation، شهر نیویورک، ایالات متحده آمریکا) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و درصد تفاوت بین دزهای اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی شده اندام‌ها محاسبه شد.

#### ۴.۲ اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های مونت‌كارلو

تمام اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های مونت‌كارلو دقیقاً مطابق مطالعه آغاز و همكاران [۲۲] انجام شد. ضرایب تبدیل برای هر پروتکل خاص با استفاده از دزیمتر قلمی اتاقلک یونش (CT DCT 10, RTI Electronics, SE-43137, Mölnådal, Sweden) در SAD به دست آمد. این ضرایب مقادير دز شبیه‌سازی شده (mGy/#Hist) را به مقادير دز اندازه‌گیری شده (mGy/mAs) مرتبط می‌کند.

بر اساس بخش ۳.۲، شبیه‌سازی‌ها به طور دقیق انجام شد. در گام بعد، برای اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های مونت‌كارلو، از ناحیه سر و گردن فانتوم راندو و دزیمترهای GR-200 TLD که در مکان‌های خاصی در فانتوم تعبیه شده بود، برای اندازه‌گیری دز جذبی (شکل ۱ الف و ب)، استفاده شد. همچنین، تصویر CT<sup>۱</sup> به دست آمده از ناحیه سر و گردن فانتوم راندو برای شبیه‌سازی دز جذبی با استفاده از کد محاسباتی GATE 8.2 استفاده شد (شکل ۱ ج). نرم‌افزار

#### 1. Computed Tomography





شکل ۱. الف) صفحه حاوی دزیمترهای TLD، ب) ناحیه سر و گردن فانتم راندو و دستگاه تصویربرداری CBCT مورد استفاده برای اسکن فانتم و ج) فانتم راندو شبیه‌سازی شده با استفاده از تصویر CT ناحیه سر و گردن.

### ۵.۲ محاسبه دز اندام‌ها و دز مؤثر

دستگاه تصویربرداری شبیه‌سازی شده GIANO با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو معتبر برای اسکن تمام فانتم‌های مرجع XCAT مرد و زن بالغ تحت سه پروتکل تصویربرداری رایج (TMJ، تک فک، و هر دو فک) استفاده شد. در مرحله بعد، ماتریس‌های سه بعدی فانتم‌های XCAT به عنوان فایل‌های ورودی در شبیه‌سازی‌های معتبر فراخوانده می‌شوند و مقادیر وکسل (شناسه‌های اندام) در ماتریس‌های XCAT، به عنوان بافت‌هایی با چگالی جرمی اختصاصی و ترکیبات شیمیایی مستخرج از استاندارد ICRU تعریف می‌شوند. فانتم‌های وکسل‌بندی شده در مرکز ایزوسنتر قرار گرفته و سپس به جای چشمه، فانتم‌ها چرخانده شدند. سپس فرایندهای فیزیکی اعمال شده و انرژی به جای گذاشته شده فوتون‌ها در وکسل‌های هر یک از فانتم‌های XCAT با شاخص توده بدن‌های مختلف شبیه‌سازی شد. خروجی شبیه‌سازی‌ها، یک ماتریس توزیع دز سه بعدی با وکسل‌ها و اندازه‌های ماتریس مشابه ماتریس‌های XCAT بود. نرم‌افزارهای متلب و Amide نسخه ۴.۰۱ (یک آزمایش‌گر داده تصویربرداری پزشکی) برای بخش‌بندی اندام‌ها استفاده شد. نرم‌افزار متلب فایل خروجی را می‌خواند و توزیع دز سه بعدی را برای هر اندام مجزا استخراج می‌کند. سپس، دز جذبی (برحسب mGy) برای هر اندام در ماتریس دز سه بعدی تقسیم‌بندی شده محاسبه شد. در نهایت، دز معادل و دز مؤثر برحسب  $\mu\text{Sv}$  با استفاده از معادلات زیر محاسبه شدند.

$$H = W_R \times \sum_i f_i \times D_{Ti} \quad (1)$$

که در آن،  $W_R$  ضریب وزنی تشعشع برابر با ۱ برای اشعه ایکس است که توسط ICRP توصیه می‌شود [۲۳]،  $f_i$  کسری از بافت تحت تابش،  $D_{Ti}$  میانگین دز جذبی در بافت  $i$  ام است.

$$E = \sum_T W_T \times H \quad (2)$$

که در آن،  $W_T$  فاکتور وزنی بافت تحت تابش است.

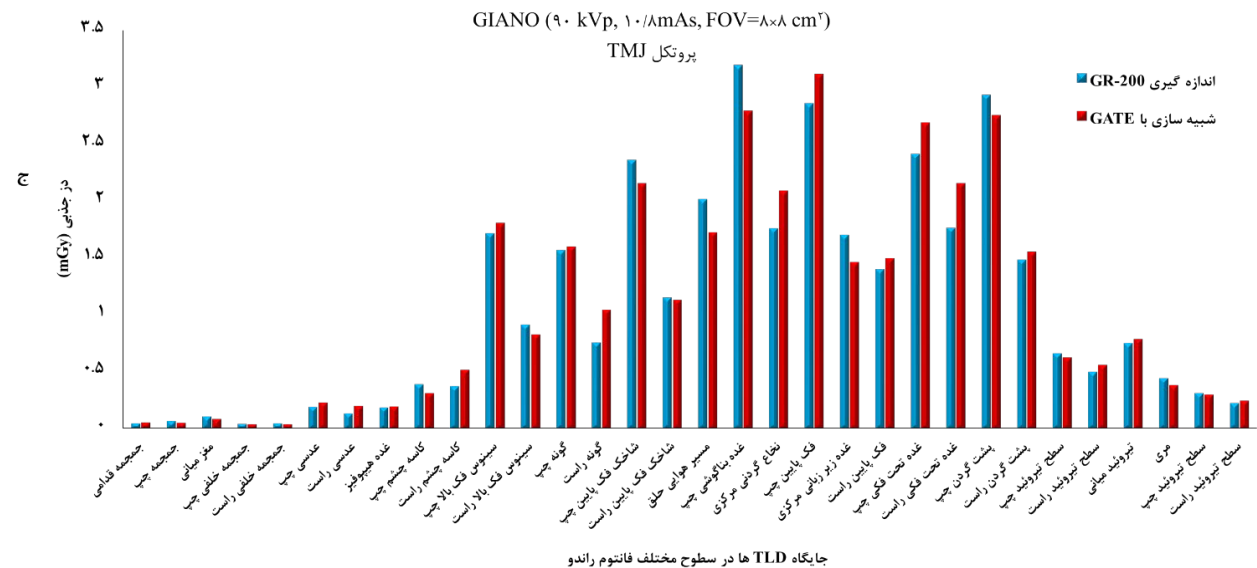
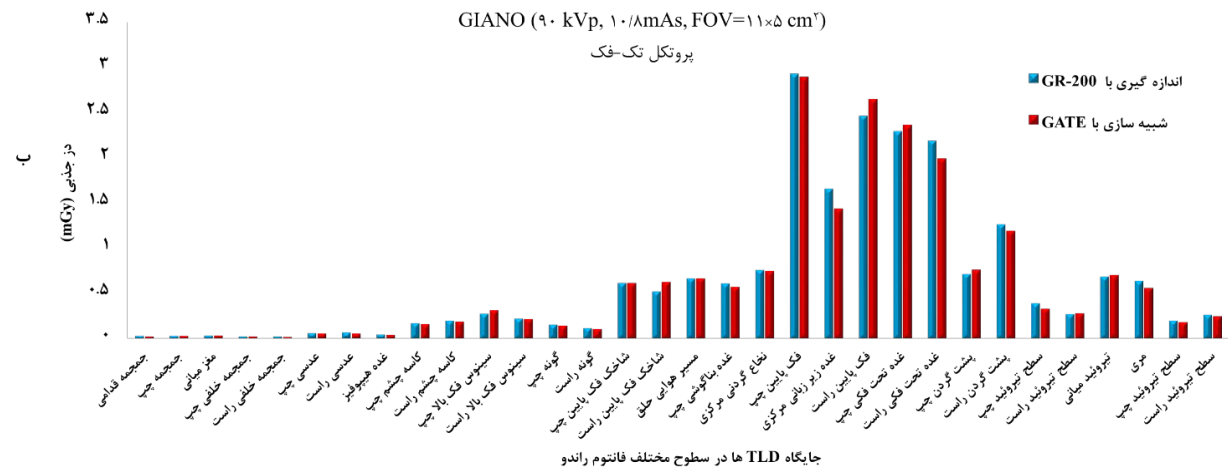
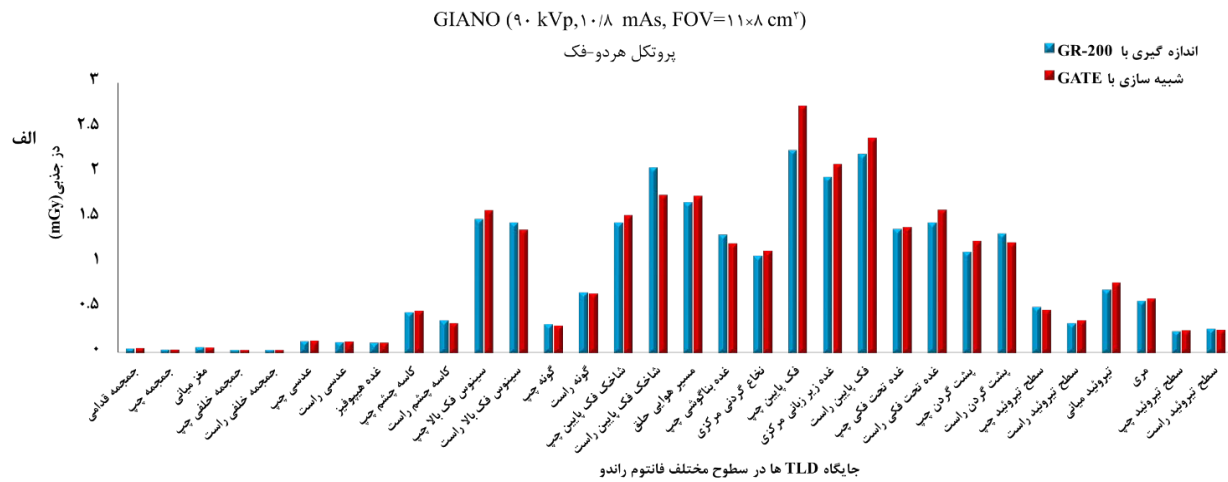
### ۳. نتایج

#### ۳.۱ اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های مونت کارلو

نتایج مربوط به دز اندام شبیه‌سازی شده و اندازه‌گیری شده در شکل ۲ نشان داده شده است.

با توجه به شکل ۲، نتایج اندازه‌گیری دز جذبی با استفاده از دزیمترهای TLD نشان می‌دهد که در هر سه پروتکل تصویربرداری، کم‌ترین دز جذبی برای مغز استخوان است (۰/۳ mGy در TMJ، ۰/۲ mGy در تک فک و ۰/۲ mGy در پروتکل هر دو فک). اما غده پاروتید در پروتکل TMJ (۳/۱۹ mGy)، غده زیر زبانی در پروتکل تک‌فک یا فک پایین (۲/۲۳ mGy) و در پروتکل هر دو فک (۲/۰۰ mGy) بالاترین مقادیر دز جذبی را داشتند. همچنین نتایج شبیه‌سازی‌های مونت کارلو با تصاویر CT فانتم راندو نشان می‌دهد که در پروتکل‌های تصویربرداری TMJ و هر دو فک، کم‌ترین دز جذبی برای مغز استخوان (به ترتیب ۰/۳۴ mGy و ۰/۲۳ mGy) و در تصویربرداری تک فک، کم‌ترین دز جذبی مربوط به جمجمه است (۰/۱۶ mGy). اما درست مانند اندازه‌گیری‌های TLD، غده پاروتید در پروتکل TMJ (۲/۸۷۸ mGy)، غده زیرزبانی در پروتکل تک فک و یا فک پایین (۲/۱۷۱ mGy)، و در پروتکل هر دو فک (۲/۰۰۱ mGy) بالاترین مقادیر را داشتند. درصد اختلاف (درصد اختلاف =  $\frac{\text{مقدار اندازه‌گیری} - \text{مقدار شبیه‌سازی}}{\text{مقدار شبیه‌سازی}} \times 100$ ) بین دز جذبی اندازه‌گیری شده و محاسبه شده اندام‌ها در هر سه پروتکل تصویربرداری کم‌تر از ۵ درصد است. بر اساس تجزیه و تحلیل آماری، بین دز جذبی شبیه‌سازی شده اندام‌ها و دز جذبی اندازه‌گیری شده اندام‌ها تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (P-value > ۰/۰۵). بنابراین، شبیه‌سازی‌ها قابل قبول و معتبر هستند.





شکل ۲. دزهای اندام جذب شده برای الف (TMJ، ب) تک قوس، و ج) پروتکل‌های هر دو قوس به دست آمده توسط دزیمتر TL GR-200 و با تصویر CT شبیه‌سازی فانتوم RANDO و مونت کارلو.

این جدول‌ها نشان می‌دهند که حداکثر دز جذبی اندام‌ها را در پروتکل TMJ، پروتکل‌های تک فک و هردو فک  $۳۳۷۳ \pm ۲۶ \mu\text{Gy}$ ،  $۱۵۹۰ \pm ۱۴ \mu\text{Gy}$  و  $۱۶۷۹ \pm ۲۶ \mu\text{Gy}$  برای غدد بزاقی در زنان با شاخص توده بدنی  $۲۷/۳۹$ ،  $۲۵/۶$  و

۲.۳ محاسبات دز نتایج دز جذبی اندام‌ها برای مردان و زنان در پروتکل‌های مختلف اسکن در جدول‌های ۲ تا ۴ ذکر شده است.



۲۹±۱۴۰.۵ μGy برای غدد بزاقی در مردان با شاخص توده بدنی ۲۱/۶۸، ۲۱/۷۰ و ۲۶ kg m<sup>-۲</sup> و همچنین، حداقل دز جذبی اندام‌ها ۲۷±۴ μGy، ۲۷±۴ μGy و ۱۰±۴ μGy برای مغز استخوان در مردان با شاخص توده بدنی ۲۷/۱۶، ۲۸/۴۷ و ۲۷/۱۶ kg m<sup>-۲</sup> است.

۲۱/۷۰ kg m<sup>-۲</sup> و حداقل دز جذبی اندام‌ها ۴±۲۲ μGy، ۱۱±۵ μGy و ۱۸±۵ μGy برای مغز استخوان در زنان باشاخص توده بدنی، ۲۷/۹۳، به طور مشترک برای ۲۲/۱۲ و ۲۴/۹۹ و به طور مشترک برای ۲۳/۸۵ و ۲۶/۰۶ kg m<sup>-۲</sup> است. همچنین حداکثر دز جذبی اندام‌ها در پروتکل TMJ، پروتکل تک فک و هردو فک، ۲۹۰۲±۲۰ μGy، ۲۹۰۲±۲۰ μGy و ۱۷۱۹±۲۳ μGy است.

جدول ۲. دز اندام بر حسب μGy و دز مؤثر بر حسب μSv در پروتکل TMJ برای تمام فانتوم‌های XCAT مورد استفاده در این مطالعه

دز مؤثر (μSv)	مری	تیروئید	غدد بزاقی	پوست	* مغز	† سطح استخوان	باقی‌مانده	مغز استخوان	جنسیت	سک قد و وزن، جنسیت
۹۳±۵	۴۴±۲	۴۳۲±۲۷	۲۷۴۵±۱۴	۸۲±۹	۱۹۷±۱۴	۱۲۵±۵	۳۲۳±۱۹	۳۹±۳	مرد	%۵
۹۸±۳	۶۸±۳	۹۴۷±۱۱	۱۸۸۳±۱۶	۵۴±۷	۱۰۵±۱۶	۱۰۳±۹	۲۶۸±۲۳	۳۲±۲	زن	
۸۹±۳	۴۴±۴	۴۲۴±۱۱	۲۷۷۱±۲۲	۶۵±۷	۱۳۲±۳	۱۱۵±۴	۲۹۹±۱۶	۳۶±۶	مرد	%۱۰
۸۲±۴	۴۱±۱	۴۹۵±۱۷	۲۰۲۰±۲۱	۶۷±۵	۱۹۴±۱۴	۹۵±۵	۲۸۹±۲۱	۳۰±۴	زن	
۸۵±۲	۴۹±۲	۶۳۱±۱۷	۲۶۲۸±۱۲	۷۶±۴	۱۵۸±۹	۱۴۲±۵	۳۰۳±۹	۲۹±۳	مرد	%۱۵
۹۶±۳	۷۸±۵	۹۰۷±۱۵	۱۷۶۱±۱۷	۶۲±۳	۱۹۱±۱۲	۱۲۳±۷	۲۲۸±۱۳	۲۶±۱	زن	
۷۷±۴	۴۱±۶	۴۸۴±۱۸	۲۹۰۲±۲۰	۵۸±۵	۱۵۲±۳	۱۳۵±۳	۲۸۹±۶	۳۳±۴	مرد	%۲۰
۸۳±۶	۵۲±۱	۵۴۵±۱۳	۲۳۲۰±۱۹	۷۳±۶	۱۸۳±۱۰	۱۱۳±۱۱	۲۷۱±۱۱	۲۹±۲	زن	
۹۱±۴	۳۹±۲	۵۲۵±۱۳	۲۵۹۷±۲۴	۶۸±۶	۱۲۱±۶	۱۰۵±۱۳	۲۹۴±۱۵	۳۲±۴	مرد	%۲۵
۹۲±۱	۵۴±۴	۶۶۹±۵	۲۲۵۱±۱۷	۶۰±۳	۱۸۲±۹	۹۱±۱۱	۲۹۱±۱۶	۲۸±۱	زن	
۸۵±۵	۳۳±۴	۶۰۳±۱۰	۲۷۸۷±۱۴	۵۷±۲	۱۴۶±۸	۱۰۹±۱۸	۲۷۹±۱۰	۳۶±۲	مرد	%۳۰
۸۹±۳	۳۸±۱	۶۷۱±۱۵	۲۴۵۳±۲۳	۵۰±۳	۱۶۲±۳	۹۸±۱۶	۳۲۱±۸	۲۳±۵	زن	
۹۲±۲	۴۵±۱	۴۶۴±۱۸	۲۵۶۱±۱۳	۷۵±۱	۱۲۲±۱۱	۸۲±۴	۳۱۳±۱۱	۴۱±۲	مرد	%۳۵
۹۵±۶	۴۹±۳	۵۶۸±۱۲	۲۴۷۸±۱۷	۵۶±۵	۱۴۳±۱۵	۷۴±۹	۲۶۹±۱۵	۲۸±۴	زن	
۸۵±۲	۳۲±۵	۳۸۴±۲۱	۲۷۳۲±۱۹	۶۸±۷	۱۳۷±۱۶	۹۷±۴	۲۹۱±۸	۳۰±۲	مرد	%۴۰
۸۷±۳	۴۳±۲	۵۴۵±۸	۲۲۷۸±۲۲	۵۸±۱	۱۹۹±۲۵	۸۵±۶	۲۸۹±۱۴	۲۶±۳	زن	
۷۶±۴	۳۷±۲	۵۳۵±۱۷	۲۴۱۲±۱۸	۴۳±۸	۱۲۵±۹	۶۹±۳	۲۷۸±۱۱	۳۶±۲	مرد	%۴۵
۸۸±۳	۳۱±۳	۴۳۶±۱۵	۳۰۲۱±۱۴	۶۷±۷	۱۳۸±۵	۸۸±۲	۲۶۳±۱۷	۲۹±۳	زن	
۹۴±۵	۴۰±۳	۶۵۵±۵	۲۵۳۱±۱۳	۶۷±۳	۱۱۹±۷	۷۳±۴	۲۸۵±۱۴	۳۲±۵	مرد	%۵۰
۸۰±۲	۳۸±۶	۴۸۸±۶	۲۱۲۲±۱۷	۵۸±۴	۱۲۶±۱۵	۸۹±۱	۲۷۰±۲۴	۲۷±۲	زن	
۸۱±۱	۳۷±۳	۴۱۹±۲	۲۵۴۸±۲۰	۶۳±۱	۱۱۲±۲	۹۰±۶	۲۷۷±۱۲	۴۱±۱	مرد	%۵۵
۸۵±۶	۲۹±۶	۳۵۷±۱۴	۳۰۵۶±۱۹	۵۹±۲	۱۲۶±۷	۸۳±۱۱	۲۸۹±۱۵	۲۸±۳	زن	
۸۶±۴	۳۴±۶	۴۳۸±۵	۲۶۶۰±۱۸	۶۸±۶	۱۰۸±۸	۹۷±۷	۲۸۴±۱۸	۳۰±۳	مرد	%۶۰
۸۲±۵	۳۳±۱	۴۲۵±۷	۳۳۷۳±۲۶	۵۶±۲	۱۳۴±۱۳	۱۰۳±۸	۲۸۱±۱۷	۳۲±۱	زن	
۷۴±۳	۳۹±۲	۴۴۱±۱۱	۲۶۰۳±۱۰	۷۴±۳	۹۵±۴	۹۳±۱۲	۲۶۳±۸	۲۷±۴	مرد	%۶۵
۷۷±۸	۳۰±۷	۴۰۱±۳	۳۲۱۷±۱۶	۵۷±۶	۱۲۲±۷	۷۰±۹	۲۷۷±۱۳	۲۵±۵	زن	
۷۶±۱	۳۶±۷	۴۳۸±۹	۲۳۸۷±۲۴	۶۰±۶	۱۲۹±۱۱	۹۰±۷	۲۶۹±۸	۲۹±۱	مرد	%۷۰
۸۳±۳	۳۳±۲	۴۱۰±۵	۳۰۳۷±۲۰	۴۷±۱۳	۱۵۷±۳	۷۸±۵	۲۸۳±۱۲	۲۷±۱	زن	
۸۴±۵	۳۳±۳	۴۸۵±۷	۲۴۱۵±۲۶	۶۶±۴	۱۴۹±۷	۹۴±۶	۲۷۳±۱۴	۳۲±۴	مرد	%۷۵
۸۲±۳	۳۴±۲	۴۴۹±۱۰	۳۳۳۴±۲۹	۵۴±۳	۱۷۱±۶	۸۷±۳	۲۷۷±۱۹	۲۷±۱	زن	
۷۳±۲	۳۴±۵	۳۹۵±۷	۲۴۶۹±۱۸	۶۲±۵	۱۱۶±۳	۹۲±۱۵	۲۷۱±۱۲	۳۳±۸	مرد	%۸۰
۷۹±۴	۳۹±۱	۳۶۲±۱۳	۳۱۴۳±۲۶	۵۷±۸	۱۴۲±۱۴	۷۷±۸	۲۶۹±۹	۲۳±۱	زن	
۷۱±۵	۳۳±۲	۳۳۱±۳	۲۳۶۸±۲۷	۵۰±۴	۱۱۹±۲	۱۰۶±۱	۲۶۱±۷	۳۰±۱	مرد	%۸۵
۷۸±۳	۳۸±۵	۳۷۴±۶	۲۲۶۱±۱۵	۴۷±۳	۱۴۳±۸	۱۰۰±۵	۲۷۶±۳	۲۲±۴	زن	
۷۵±۴	۳۱±۴	۳۴۹±۹	۲۳۱۷±۲۱	۵۷±۷	۹۹±۸	۹۷±۷	۲۵۳±۱۵	۳۰±۶	مرد	%۹۰
۷۵±۴	۳۶±۳	۴۰۴±۶	۲۰۷۵±۲۸	۵۵±۶	۱۳۱±۱۹	۹۱±۵	۲۵۸±۱۳	۲۸±۲	زن	
۷۷±۵	۳۰±۳	۳۰۵±۱۲	۲۴۷۲±۲۵	۶۰±۹	۱۱۹±۹	۱۰۲±۲	۲۶۸±۱۹	۳۱±۲	مرد	%۹۵
۷۴±۱	۳۱±۴	۳۰۱±۹	۲۲۵۹±۲۰	۵۵±۴	۱۷۰±۱۴	۸۶±۴	۲۶۷±۲۲	۲۷±۱	زن	

زن و مرد با سدک‌های قد و وزن مختلف، پروتکل تصویربرداری TMJ (FOV = ۸×۸ cm<sup>۲</sup>)

† دز مغز استخوان برای محاسبه دز سطح استخوان در ۳/۲۲ ضرب شد. مقدار ۳/۲۲ به دست آمده از نسبت ضریب جذب جرم-انرژی برای استخوان: عضله، که عبارت است از: ((دو سوم ولتاژ پیک (در این جا ۹۰ kVp) × (-۰/۰۶۱۸) + (۰/۹۶۰۶)). (راهنمای شماره ۸۵ داده‌های NBS (اداره ملی استاندارد).

\* ICRP (2007) No.103



جدول ۳. دز اندام بر حسب  $\mu\text{Gy}$  و دز مؤثر بر حسب  $\mu\text{Sv}$  در پروتکل تک فک برای تمام فانتوم‌های XCAT مورد استفاده در این مطالعه

دز مؤثر ( $\mu\text{Sv}$ )	مري	تيرويد	غدد بزاقی	پوست	* مغز	† سطح استخوان	باقی مانده	مغز استخوان	جنسیت	صدک قد و وزن،
۵۵±۴	۶۱±۴	۳۵۸±۱۷	۱۴۹۶±۱۳	۱۸±۵	۳۷±۴	۵۸±۵	۱۶۲±۱۹	۱۸±۳	مرد	%۵
۵۲±۲	۶۷±۳	۴۳۳±۷	۱۱۳۰±۱۸	۱۵±۳	۳۹±۸	۳۷±۸	۱۵۳±۱۶	۱۲±۵	زن	
۶۳±۴	۵۷±۴	۳۷۶±۱۳	۱۷۱۹±۲۳	۲۰±۲	۳۶±۵	۴۲±۶	۲۱۷±۱۴	۱۳±۲	مرد	%۱۰
۵۴±۴	۵۲±۲	۲۹۸±۱۴	۱۳۴۶±۱۸	۲۲±۳	۶۲±۴	۸۲±۶	۱۸۰±۱۷	۲۵±۴	زن	
۶۰±۳	۴۹±۴	۳۵۳±۹	۱۶۳۶±۱۸	۲۸±۷	۴۵±۱	۵۷±۵	۱۸۶±۱۱	۱۷±۴	مرد	%۱۵
۶۹±۱	۵۶±۴	۳۲۱±۱۷	۱۳۲۴±۲۴	۲۳±۲	۶۶±۹	۴۴±۲	۱۷۲±۳	۲۱±۷	زن	
۵۵±۳	۵۷±۲	۳۱۳±۱۵	۱۴۴۷±۱۴	۲۶±۴	۳۸±۳	۶۲±۵	۱۹۳±۲	۱۹±۱	مرد	%۲۰
۶۱±۴	۶۳±۱	۳۴۴±۱۰	۱۴۰۲±۸	۲۲±۵	۴۷±۳	۵۰±۴	۱۷۴±۴	۱۵±۳	زن	
۶۲±۲	۶۵±۸	۳۴۳±۱۲	۱۵۳۹±۲۴	۱۴±۲	۲۸±۴	۶۵±۶	۱۷۱±۸	۲۰±۴	مرد	%۲۵
۵۸±۳	۶۱±۵	۳۵۳±۵	۱۵۲۷±۱۸	۱۹±۳	۶۶±۳	۵۷±۹	۱۸۵±۹	۱۸±۳	زن	
۵۴±۵	۵۵±۳	۳۰۲±۶	۱۵۸۶±۱۴	۲۳±۴	۳۵±۴	۴۶±۲	۱۶۳±۱۱	۱۶±۱	مرد	%۳۰
۵۶±۴	۶۸±۱	۳۴۴±۱۱	۱۲۴۱±۲۶	۱۶±۱	۵۹±۶	۴۱±۵	۱۶۰±۱۶	۱۴±۴	زن	
۵۱±۵	۶۶±۳	۳۱۸±۸	۱۵۹۹±۱۳	۲۰±۱	۳۷±۳	۵۴±۳	۱۶۸±۸	۱۹±۳	مرد	%۳۵
۵۲±۳	۷۲±۳	۲۸۹±۱۳	۱۵۰۳±۱۶	۱۸±۳	۴۶±۲	۴۴±۶	۱۵۲±۱۲	۱۱±۵	زن	
۵۶±۳	۵۹±۸	۳۶۸±۱۱	۱۴۳۳±۲۳	۱۹±۲	۳۰±۵	۵۲±۴	۱۷۹±۱۵	۱۶±۱	مرد	%۴۰
۵۶±۲	۵۷±۴	۳۲۷±۸	۱۵۳۸±۲۵	۲۱±۲	۷۲±۷	۴۷±۲	۱۸۸±۱۹	۱۵±۲	زن	
۵۷±۶	۴۴±۲	۳۳۲±۸	۱۵۴۱±۱۳	۱۷±۴	۳۲±۴	۵۷±۱	۱۷۰±۱۲	۱۸±۵	مرد	%۴۵
۵۹±۱	۴۹±۱	۳۵۸±۱۰	۱۵۶۵±۱۴	۱۵±۵	۴۱±۳	۵۵±۲	۱۷۸±۹	۱۳±۶	زن	
۵۶±۲	۷۶±۹	۲۹۷±۱۴	۱۴۰۶±۲۴	۱۷±۳	۲۸±۶	۵۳±۲	۱۶۲±۱۷	۱۶±۳	مرد	%۵۰
۵۳±۳	۵۴±۶	۳۳۸±۱۵	۱۴۳۲±۱۹	۱۶±۳	۳۹±۵	۵۱±۳	۱۶۷±۱۴	۱۶±۴	زن	
۴۸±۵	۷۰±۶	۲۷۱±۱۱	۱۲۸۴±۱۶	۲۰±۴	۲۵±۱	۴۱±۳	۱۷۴±۷	۱۴±۶	مرد	%۵۵
۵۰±۶	۵۹±۳	۳۰۹±۵	۱۳۶۶±۹	۱۵±۳	۳۳±۲	۵۱±۵	۱۶۳±۱۰	۱۱±۴	زن	
۵۲±۱	۶۳±۷	۴۰۵±۴	۱۶۳۶±۱۷	۱۷±۲	۲۸±۳	۴۵±۴	۱۷۶±۱۳	۱۴±۱	مرد	%۶۰
۵۰±۴	۴۹±۴	۳۰۳±۷	۱۲۶۲±۲۳	۲۰±۵	۴۳±۱	۵۶±۶	۱۶۵±۱۷	۱۷±۲	زن	
۴۱±۶	۴۶±۱	۲۶۹±۹	۱۳۷۹±۱۴	۱۶±۳	۲۴±۵	۵۰±۲	۱۵۳±۸	۱۵±۲	مرد	%۶۵
۴۷±۱	۵۸±۲	۲۸۸±۳	۱۳۰۴±۲۰	۱۴±۴	۳۸±۱	۵۵±۴	۱۴۰±۱۴	۲۱±۳	زن	
۵۱±۶	۲۲±۴	۲۵۱±۱۴	۱۴۳۶±۱۷	۱۶±۲	۳۹±۱	۴۰±۳	۱۷۰±۶	۱۸±۲	مرد	%۷۰
۵۸±۳	۳۸±۳	۳۴۰±۱۶	۱۳۱۲±۹	۱۲±۵	۴۷±۵	۵۴±۲	۱۵۳±۱۱	۱۸±۱	زن	
۵۴±۲	۳۱±۳	۲۷۶±۱۲	۱۶۲۲±۲۳	۱۸±۴	۳۵±۳	۴۶±۳	۱۸۷±۱۶	۱۴±۳	مرد	%۷۵
۵۱±۱	۵۷±۶	۳۵۳±۸	۱۲۳۶±۱۹	۱۶±۳	۵۱±۴	۴۲±۴	۱۶۱±۱۷	۱۳±۳	زن	
۴۷±۲	۳۹±۵	۲۵۵±۱۵	۱۵۷۹±۱۸	۱۸±۶	۲۹±۶	۳۷±۵	۱۶۵±۸	۱۰±۴	مرد	%۸۰
۵۴±۶	۶۰±۶	۲۹۳±۱۳	۱۵۹۰±۱۴	۱۳±۴	۴۶±۲	۴۳±۱	۱۷۴±۱۱	۱۵±۳	زن	
۴۶±۲	۲۶±۶	۲۸۹±۱۳	۱۳۵۳±۱۶	۱۶±۵	۳۵±۶	۳۶±۲	۱۵۸±۱۳	۱۹±۳	مرد	%۸۵
۴۸±۳	۳۱±۵	۳۲۳±۴	۱۳۷۲±۱۲	۱۲±۶	۵۰±۳	۳۹±۵	۱۷۳±۹	۲۲±۵	زن	
۴۳±۳	۳۰±۲	۲۲۴±۱۱	۱۳۱۹±۲۱	۱۵±۳	۲۵±۲	۴۶±۴	۱۴۰±۱۷	۱۴±۲	مرد	%۹۰
۴۹±۲	۵۳±۲	۲۹۱±۶	۱۳۲۶±۱۷	۱۶±۲	۴۵±۳	۴۹±۳	۱۶۱±۱۹	۱۵±۲	زن	
۵۵±۴	۵۵±۱	۳۳۹±۱۴	۱۵۴۱±۲۲	۱۹±۴	۲۸±۳	۴۶±۳	۱۷۲±۱۴	۱۴±۲	مرد	%۹۵
۵۴±۳	۴۴±۲	۳۱۴±۸	۱۵۶۳±۱۸	۱۳±۱	۴۴±۲	۴۸±۴	۱۷۵±۱۵	۱۵±۲	زن	

پروتکل تصویربرداری تک فک (FOV = 11x5 cm<sup>2</sup>)

† دز مغز استخوان برای محاسبه دز سطح استخوان در ۳/۲۲ ضرب شد. مقدار ۳/۲۲ به دست آمده از نسبت ضریب جذب جرم- انرژی برای استخوان: عضله، که عبارت است از: ((دو سوم ولتاژ پیک (در این جا ۹۰ kVp) × (-۰٫۰۶۱۸) + (۰٫۶۹۴۰۶)). (راهنمای شماره ۸۵ داده‌های NBS (اداره ملی استاندارد)).

No.103 (2007) ICRP \*





**جدول ۴.** دز اندام بر حسب  $\mu\text{Gy}$  و دز مؤثر بر حسب  $\mu\text{Sv}$  در پروتکل هر دو فک برای تمام فانٹوم‌های XCAT مورد استفاده در این مطالعه

دز مؤثر ( $\mu\text{Sv}$ )	مری	تیرئوئید	غدد بزاقی	پوست	* مغز	† سطح استخوان	باقی مانده	مغز استخوان	جنسیت	صدک قد و وزن
۵۷±۵	۴۸±۳	۳۷۶±۱۶	۱۳۰۲±۲۵	۲۶±۴	۹۰±۶	۶۳±۵	۱۹۱±۱۸	۱۹±۳	مرد	%۵
۶۶±۴	۶۳±۸	۴۲۹±۱۲	۱۵۶۵±۲۳	۳۱±۵	۷۹±۷	۷۱±۸	۲۱۶±۱۳	۲۲±۴	زن	
۵۷±۳	۵۰±۳	۳۷۱±۱۱	۱۳۷۰±۱۹	۲۳±۱	۷۸±۷	۶۲±۴	۱۸۸±۱۵	۱۹±۳	مرد	%۱۰
۶۵±۲	۵۶±۵	۳۴۰±۱۴	۱۶۷۹±۲۶	۳۴±۲	۱۰۹±۱۲	۷۳±۸	۲۳۲±۲۴	۲۳±۱	زن	
۵۲±۴	۵۵±۶	۳۸۹±۱۳	۱۳۷۹±۱۵	۲۸±۳	۸۳±۴	۶۷±۳	۱۸۲±۱۱	۱۷±۵	مرد	%۱۵
۵۸±۳	۶۷±۳	۳۷۵±۱۸	۱۵۵۸±۲۱	۳۶±۴	۹۶±۷	۷۸±۵	۲۲۴±۱۴	۲۰±۲	زن	
۶۱±۴	۵۲±۲	۵۰۶±۱۲	۱۳۵۶±۲۱	۲۷±۳	۶۹±۵	۵۵±۴	۱۷۷±۱۶	۲۰±۳	مرد	%۲۰
۶۶±۱	۵۹±۵	۴۱۲±۱۶	۱۵۸۴±۱۷	۳۹±۵	۹۵±۷	۶۳±۲	۱۹۳±۱۳	۲۵±۶	زن	
۶۲±۲	۵۶±۹	۵۳۵±۱۸	۱۲۸۴±۲۴	۲۳±۴	۶۰±۳	۵۹±۴	۱۸۵±۱۰	۱۸±۲	مرد	%۲۵
۶۵±۳	۶۲±۷	۲۹۰±۱۵	۱۵۶۶±۱۹	۳۲±۳	۱۳۰±۹	۷۳±۵	۲۲۴±۱۹	۲۳±۱	زن	
۵۱±۳	۴۷±۳	۴۷۶±۱۲	۱۲۶۳±۸	۱۹±۴	۷۲±۴	۵۲±۳	۱۹۲±۱۴	۱۵±۵	مرد	%۳۰
۵۴±۴	۵۵±۲	۳۲۳±۱۱	۱۳۸۸±۱۶	۲۷±۵	۱۱۴±۶	۶۷±۵	۲۲۹±۱۷	۱۹±۴	زن	
۴۹±۳	۵۶±۲	۴۲۸±۹	۱۳۶۷±۱۷	۱۸±۲	۶۳±۵	۶۰±۳	۱۹۶±۱۳	۱۸±۱	مرد	%۳۵
۵۵±۱	۵۱±۳	۳۵۳±۱۴	۱۵۲۱±۲۰	۲۹±۴	۸۶±۸	۷۴±۷	۲۴۱±۱۶	۲۴±۲	زن	
۶۰±۱	۶۱±۷	۴۸۰±۱۵	۱۳۸۴±۲۷	۲۴±۳	۷۶±۴	۵۴±۲	۱۹۰±۱۹	۱۷±۳	مرد	%۴۰
۶۴±۴	۶۰±۸	۳۶۱±۱۶	۱۶۲۱±۲۳	۳۱±۶	۱۲۵±۱۸	۶۹±۹	۲۲۲±۱۸	۲۱±۳	زن	
۶۰±۲	۵۰±۲	۴۲۱±۱۲	۱۳۴۳±۱۶	۱۸±۳	۸۲±۴	۴۸±۳	۱۸۷±۱۴	۱۶±۴	مرد	%۴۵
۶۶±۳	۵۴±۵	۳۵۳±۹	۱۵۳۶±۱۹	۲۷±۴	۱۲۹±۹	۶۷±۵	۲۱۸±۱۶	۱۸±۵	زن	
۵۴±۳	۴۵±۴	۳۵۸±۱۸	۱۲۶۱±۲۶	۲۴±۲	۷۲±۵	۵۷±۵	۱۸۰±۱۳	۱۸±۴	مرد	%۵۰
۶۰±۲	۵۶±۶	۳۶۸±۱۳	۱۴۶۸±۲۱	۳۰±۵	۷۲±۷	۶۹±۷	۲۰۲±۲۳	۲۱±۲	زن	
۶۱±۴	۵۱±۴	۳۳۶±۱۵	۱۱۹۸±۱۸	۲۴±۵	۸۸±۲	۴۳±۵	۱۷۱±۱۸	۱۴±۲	مرد	%۵۵
۶۵±۳	۴۶±۳	۳۰۵±۱۷	۱۳۲۳±۲۶	۳۲±۲	۹۷±۴	۶۶±۳	۲۳۶±۲۰	۱۹±۵	زن	
۶۱±۴	۵۲±۶	۴۳۷±۱۷	۱۴۰۵±۲۹	۲۶±۵	۷۰±۴	۵۸±۷	۱۹۴±۱۱	۱۸±۱	مرد	%۶۰
۵۸±۳	۴۵±۳	۲۸۷±۱۵	۱۴۹۸±۳۲	۳۱±۳	۸۴±۳	۷۲±۹	۲۱۰±۱۳	۲۲±۴	زن	
۴۷±۳	۴۲±۲	۳۵۶±۱۲	۱۲۸۸±۲۳	۱۷±۱	۶۱±۵	۴۷±۲	۱۶۶±۷	۱۳±۳	مرد	%۶۵
۵۰±۳	۴۵±۶	۳۱۳±۸	۱۳۶۲±۱۷	۲۱±۵	۷۷±۶	۵۹±۴	۱۷۵±۵	۱۸±۶	زن	
۴۲±۵	۵۵±۲	۲۵۸±۱۳	۱۲۸۹±۱۹	۱۶±۵	۶۴±۴	۴۴±۲	۱۵۰±۷	۱۵±۲	مرد	%۷۰
۴۳±۷	۵۹±۳	۳۰۲±۹	۱۴۷۳±۲۴	۲۷±۶	۹۱±۲	۷۳±۳	۱۷۹±۱۱	۲۳±۲	زن	
۴۹±۲	۴۲±۱	۲۹۹±۱۶	۱۱۸۸±۲۷	۲۲±۲	۹۵±۷	۵۳±۶	۱۶۹±۱۴	۱۶±۲	مرد	%۷۵
۶۰±۴	۵۱±۴	۳۴۱±۱۸	۱۵۱۱±۲۹	۲۹±۲	۱۰۰±۶	۶۹±۷	۲۰۸±۱۸	۲۲±۵	زن	
۵۴±۱	۳۹±۱	۲۴۲±۹	۱۲۰۴±۲۱	۱۵±۲	۶۷±۷	۴۱±۲	۱۴۵±۹	۲۰±۶	مرد	%۸۰
۵۷±۳	۴۴±۷	۲۷۳±۱۴	۱۴۲۴±۲۳	۲۴±۱	۸۵±۱	۶۶±۳	۱۷۴±۱۲	۲۸±۲	زن	
۴۳±۲	۴۷±۱	۲۴۳±۹	۱۲۴۳±۱۶	۲۵±۵	۶۴±۳	۵۰±۲	۱۵۸±۶	۱۴±۳	مرد	%۸۵
۴۷±۳	۳۶±۳	۲۸۹±۸	۱۳۵۸±۱۳	۳۳±۲	۹۴±۳	۵۸±۵	۱۸۴±۸	۱۹±۱	زن	
۴۴±۲	۴۰±۵	۲۱۳±۸	۱۱۶۶±۱۵	۲۱±۳	۵۷±۵	۵۵±۲	۱۶۰±۱۲	۱۷±۱	مرد	%۹۰
۵۶±۳	۴۸±۶	۲۷۸±۱۶	۱۴۶۸±۱۹	۲۹±۵	۸۸±۷	۶۸±۷	۲۰۰±۱۷	۲۱±۲	زن	
۵۲±۳	۳۷±۳	۳۴۳±۱۷	۱۲۷۱±۲۵	۲۱±۲	۶۷±۷	۵۷±۵	۱۷۵±۱۶	۱۸±۳	مرد	%۹۵
۵۵±۴	۳۵±۵	۲۵۴±۱۸	۱۴۸۰±۲۸	۲۸±۴	۹۲±۴	۶۹±۹	۲۰۲±۱۸	۲۲±۵	زن	

پروتکل تصویربرداری هر دو فک (FOV = 11x8 cm<sup>2</sup>)

† دز مغز استخوان برای محاسبه دز سطح استخوان در ۳/۲۲ ضرب شد. مقدار ۳/۲۲ به دست آمده از نسبت ضریب جذب جرم- انرژی برای استخوان: عضله، که عبارت است از: ((دو سوم ولتاژ بیک (در این جا ۹۰ kVp) × (-۰/۰۶۱۸) + (۰/۹۴۰۶)). (راهنمای شماره ۸۵ داده‌های NBS (اداره ملی استاندارد). \* No.103 (2007) ICRP

بیشینه دز مؤثر برای پروتکل‌های مفصل گیجگاهی-فکی (TMJ)، تک‌فک و هر دو فک به ترتیب،  $۹۴±۵ \mu\text{Sv}$ ،  $۶۳±۴ \mu\text{Sv}$  و  $۶۲±۲ \mu\text{Sv}$  برای مردان بالغ به ترتیب با شاخص توده بدنی  $۲۵/۸۲$ ،  $۲۱/۷۰$  و  $۲۱/۷۱ \text{ kg m}^{-۲}$ ، و  $۹۸±۳ \mu\text{Sv}$ ،  $۶۹±۱ \mu\text{Sv}$  و  $۶۶±۱ \mu\text{Sv}$  برای زنان بالغ به ترتیب با شاخص توده بدنی  $۲۱/۶۹$ ،  $۲۱/۷۱$  و  $۲۱/۷۲ \text{ kg m}^{-۲}$  بود.

حداقل و حداکثر دز مؤثر وابسته به اندازه بیمار در پروتکل‌های TMJ، تک فک و هر دو فک برای مردان و زنان بالغ در جدول‌های ۲، ۳ و ۴ درج شده است. مطابق با جدول‌های ۲، ۳ و ۴ میانگین دز مؤثر وابسته به اندازه بیمار برای پروتکل‌های تصویربرداری TMJ، تک‌فک و هر دو فک به دست آمده به ترتیب  $۸۲±۳ \mu\text{Sv}$ ،  $۵۳±۴ \mu\text{Sv}$  و  $۵۳±۳ \mu\text{Sv}$  برای مردان بالغ و  $۸۴±۴ \mu\text{Sv}$ ،  $۵۴±۳ \mu\text{Sv}$  و  $۵۸±۳ \mu\text{Sv}$  برای زنان بالغ است.



تصويربرداري، اندام‌هايي كه بالاترين دز تابشي را جذب كرده‌اند، غدد بزاقی و فك پايين واقع در ميدان تابش اوليه هستند. هم‌چنين اندامي كه كم‌ترين دز تابشي را جذب مي‌كند، مغز استخوان خارج از ميدان تابش اوليه است و فقط در معرض تشعشعات ثانويه يا پراكنده است. اما با مقايسه دز اندام‌هاي مختلف در هر سه پروتكل تصويربرداري، مشاهده مي‌شود كه دز پرتوهاي پراكنده نيز قابل توجه است و نمي‌توان آن را نادیده گرفت. نتايج حاصل از پژوهشي كه پنجنوش و همكاران [۱۵] در سال ۲۰۰۹ بر روي ارزيايي دز دريافتي بيمار در يك مدل از دستگاه CBCT دنداني با استفاده از فانتوم راندو و دزيمترهاي TLD انجام دادند نشان داد كه غده تيروئيد (۳۲۲ mGy) و غدد بزاقی (۹۵۱ mGy) بيش‌ترين مقدار دز جذبي در ناحيه سر و گردن را دريافت كرده‌اند كه يافته‌هاي مطالعه حاضر را تايد مي‌كنند.

نتايج شبیه‌سازي نشان مي‌دهد كه درصد اختلاف بين حداكثر و حداقل دز مؤثر در پروتكل‌هاي TMJ، تك فك و هردو فك براي مردان به ترتيب ۲۴، ۳۷ و ۳۲ درصد و براي زنان ۲۴، ۳۲ و ۳۵ درصد است. بنابراين، اين چنين نتيجه‌گيري مي‌شود كه غدد بزاقی بالاترين دز اندام را دارند زيرا غدد بزاقی در ميدان تابش قرار دارند. كم‌ترين دز اندام مربوط به مغز استخوان است زيرا فك پايين، جمجمه و نخاع گردن در دزهاي مؤثر مغز استخوان شركت داشتند كه خارج از ميدان تابش اوليه قرار دارند. براي همه مردان و زنان با شاخص توده بدني متفاوت، دز مؤثر در FOV كوچك‌تر (۸×۸ cm<sup>۲</sup>) بالاتر از بقيه است كه مي‌تواند به دليل سهم قابل توجه غدد بزاقی در محاسبه دز مؤثر كل باشد.

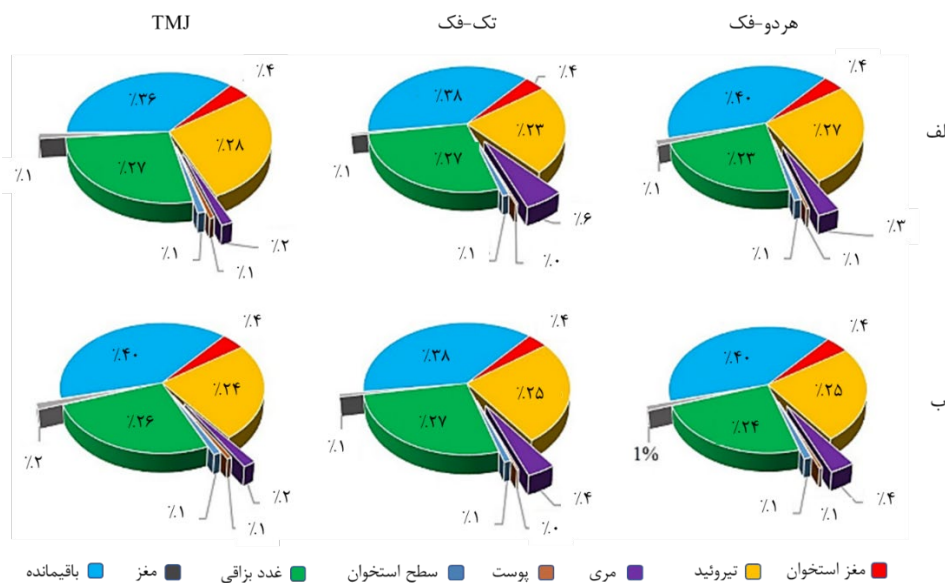
شكل ۳ سهم هر اندام را در دز مؤثر كل براي فانتوم‌هاي مرج XCAT براي زنان (شاخص توده بدني برابر با ۲۴٫۶۶ kg m<sup>-۲</sup>) و مردان (شاخص توده بدني برابر با ۲۵٫۸۲ kg m<sup>-۲</sup>) در پروتكل‌هاي TMJ، تك فك و هردو فك نشان مي‌دهد. سهم هر اندام در دز مؤثر كل براي ساير فانتوم‌هاي XCAT مانند شكل ۳ بود.

#### ۴. بحث و نتيجه‌گيري

شبیه‌سازي مونت‌كارلو به عنوان «استاندارد طلايي» يكي از بهترين روش‌هاي محاسبه براي بررسي دز تابش در دستگاه‌هاي تصويربرداري CBCT است. با استفاده از روش شبیه‌سازي مونت‌كارلو، برهم‌كنش تابش‌هاي مختلف مانند پرتوهاي اشعه ايكس با اندام‌هاي بدن همانند آنچه در موقعيت‌هاي باليني واقعي اتفاق مي‌افتد را مي‌توان به طور دقيق شبیه‌سازي كرد. بنابراين، دز اندام و دز مؤثر براي بيماراني كه توسط دستگاه‌هاي تصويربرداري CBCT مورد بررسي قرار مي‌گيرند، مي‌توانند با دقت بالايي محاسبه شوند [۲۴، ۲۲، ۹، ۷].

مطابق شكل ۲، تفاوت بين دز جذبي اندازه‌گيري شده و شبیه‌سازي شده اندام‌ها در سه پروتكل تصويربرداري مختلف با در نظر گرفتن عدم قطعيت در اندازه‌گيري‌ها، كم‌تر از ۵ درصد است. هم‌چنين، تفاوت آماری معنی‌داری بين دز شبیه‌سازي شده مونت‌كارلو با استفاده از تصاویر CT و دز اندازه‌گيري شده با استفاده از فانتوم راندو و دزيمترهاي TLD در هر سه پروتكل تصويربرداري وجود نداشت (P-Value > ۰٫۰۵). در نتيجه، نتايج آماری مقبوليت و اعتبار شبیه‌سازي‌ها را اثبات مي‌كند.

جدول‌هاي ۲، ۳ و ۴ نشان مي‌دهند كه براي همه مردان و زنان بالغ با شاخص توده بدني مختلف در هر سه پروتكل



شكل ۳. سهم (برحسب درصد) هر اندام در دز مؤثر كل، الف) فانتوم XCAT زن (شاخص توده بدني برابر با ۲۴٫۶۶ kg m<sup>-۲</sup>) و ب) فانتوم XCAT مرد (شاخص توده بدني برابر با ۲۵٫۸۲ kg m<sup>-۲</sup>) در پروتكل‌هاي تصويربرداري هردو فك، تك فك و TMJ.



اندام‌های اسکن شده، و اندام‌هایی که در خارج از FOV قرار دارند به طور دقیق برای طیف گسترده‌ای از بیماران با شاخص توده بدنی‌های مختلف و جنسیت‌های مختلف بدون پرتوگیری اضافی توسط بیماران واقعی به دلیل استفاده از فانتوم‌های محاسباتی مجازی را می‌توان ارزیابی کرد این به محاسبه دقیق دز برای هر بیمار و ارائه مجموعه داده‌های جامع از دز بیمار برای طیف گسترده‌ای از شاخص توده بدنی کمک می‌کند. این کار را می‌توان بدون نیاز به اندازه‌گیری تجربی انجام داد. بنابراین، بهینه‌سازی دزهای بیمار بر اساس اصل ALARA<sup>۱</sup> انجام خواهد شد.

بنابراین، در این مطالعه مجموعه‌ای از داده‌ها برای محاسبه دز در طیف وسیعی از شاخص‌های توده بدنی بزرگسالان برای دستگاه‌های تصویربرداری CBCT دندانانی و پروتکل‌های مختلف تصویربرداری بدون نیاز به اندازه‌گیری تجربی ایجاد شد. بنابراین، با داشتن این‌چنین مجموعه داده‌های جامعی می‌توان اطلاعات دقیقی از دز دریافتی توسط هر بیماری با جنسیت و شاخص توده بدنی مشخص به دست آورد و این اطلاعات را در اختیار بیمار و پزشک متخصص او قرار داد. نتیجه‌گیری نهایی این مطالعه بیان می‌کند که بیماران با شاخص توده بدنی پایین‌تر (زیر  $24.66 \text{ kg m}^{-2}$  برای زنان و  $25.82 \text{ kg m}^{-2}$  برای مردان) دزهای تابشی بیشتری را در تمام پروتکل‌های تصویربرداری با دستگاه تصویربرداری GIANO دریافت می‌کنند. علاوه بر این، برای یک پروتکل تصویربرداری یکسان، زنان می‌توانند دز مؤثر بالاتری را در شرایط پرتوگیری مشابه دریافت کنند.

### تشکر و قدردانی

نویسندگان از شرکت پرتو آزمای مهر که تجهیزات و سیستم‌های مورد نیاز را فراهم کرده است تشکر و قدردانی می‌کنند.

### مراجع

1. Scarfe W.C, Angelopoulos C. Maxillofacial cone beam computed tomography: principles, techniques and clinical applications. 2018:Springer Cham. XIX, 1242.
2. Ludlow J.B, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson D.B, Scheske M.J. Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. DMFR. 2015;44(1):20140197.
3. Ludlow J.B, Johnson B.K, Ivanovic M. Estimation of effective doses from MDCT and CBCT imaging of extremities. J. Radiol. Prot. 2018;38(4):1371.

شکل ۳ نتایج را برای دز مؤثر محاسبه شده برای اندام‌هایی که در ناحیه سر و گردن قرار دارند به عنوان درصدی از دز مؤثر کل برای زنان بالغ با شاخص توده بدنی برابر با  $24.66 \text{ kg m}^{-2}$  و مردان بالغ با شاخص توده بدنی برابر با  $25.82 \text{ kg m}^{-2}$  برای هر سه پروتکل تصویربرداری نشان می‌دهد. در هر سه پروتکل تصویربرداری، اندام‌های باقی‌مانده (مخاط دهان، عضله، گره‌های لنفاوی، مسیر هوایی قفسه سینه) بیش‌ترین سهم را در دز مؤثر کل دارند و به دنبال آن غدد بزاقی و تیروئید قرار می‌گیرند، زیرا این اندام‌ها در میدان تابش اولیه قرار دارند. پوست و مغز کم‌ترین سهم را در دز مؤثر کل برای همه مردان و زنان با شاخص توده بدنی متفاوت دارند زیرا خارج از میدان تابش اولیه هستند. این نتایج با یافته‌های Soares و همکاران [۹] مطابقت دارد. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که "بزرگ‌ترین سهم در دز مؤثر کل از غدد بزاقی (۰.۱۷٪)، تیروئید (۰.۲۷٪) و بافت‌های باقی‌مانده (۰.۲۸٪) بود." در مطالعه آن‌ها، هدف ارزیابی دزهای جذبی، معادل و مؤثر برای CBCT‌های دندانانی با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو بود و تنها از دو فانتوم محاسباتی FASH3 و MASH3 (Female Adult MeSH and Male Adult MeSH) با دو شاخص توده بدنی متفاوت استفاده شد. هم‌چنین نتایج حاصل از پژوهشی که JJ Morant و همکاران [۸] در سال ۲۰۱۳ با استفاده از شبیه‌سازی‌های مونت کارلو و تنها دو مدل از فانتوم‌های ICRP مرد (۲۸ سال عمر و شاخص توده بدنی  $23.57 \text{ kg/m}^2$ ) و زن بالغ (۴۳ سال عمر، شاخص توده بدنی  $22.58 \text{ kg/m}^2$ ) انجام دادند نشان داد که برای چرخش  $360^\circ$  درجه تیوب اشعه ایکس، سهم بیش‌تر در دز مؤثر مربوط به اندام‌های باقی‌مانده (۰.۳۱٪)، غدد بزاقی (۰.۲۳٪)، تیروئید (۰.۱۳٪) است که هم‌خوانی خوبی با نتایج مطالعه حاضر دارد.

با این حال؛ در مطالعه حاضر، طیف وسیعی از فانتوم‌های مجازی با دامنه وسیع شاخص توده بدنی برای تخمین دزهای مؤثر و جذبی استفاده شد و مجموعه داده‌های جامع و کاملی از دزهای جذبی و مؤثر را برای گستره وسیعی از بیماران با جنسیت‌ها و شاخص‌های توده بدنی مختلف ارائه شد که پیش از این انجام نشده بود. لازم به ذکر است که در حال حاضر هیچ‌گونه پژوهشی که مجموعه داده کامل و جامعی را از دز جذبی و دز مؤثر برای گستره وسیعی از بیماران با جنسیت و شاخص‌های توده بدنی مختلف در دستگاه‌های تصویربرداری CBCT دندانانی ارائه دهد، انجام نشده است.

نتیجه اصلی مطالعه حاضر، ارزیابی دز اندام‌ها و دز مؤثر برای طیف گسترده‌ای از شاخص توده بدنی در مردان و زنان بالغ با استفاده از فانتوم‌های مجازی محاسباتی و محاسبات مونت کارلو است. بنابراین، دز اندام، دزهای معادل و مؤثر



4. Pauwels R. Cone beam CT for dental and maxillofacial imaging: dose matters. *Radiat. Prot. Dosim.* 2015;165(1-4):156-161.
5. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijk E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur. J. Radiol.* 2009;71(3):461-468.
6. Roberts J.A, Drage N.A, Davies J, Thomas D.W. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br. J. Radiol.* 2009;82(973):35-40.
7. Stratis A, Zhang G, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H. The growing concern of radiation dose in paediatric dental and maxillofacial CBCT: an easy guide for daily practice. *Eur. Radiol.* 2019;29:7009-7018.
8. Morant J.J, 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. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2013;42(3):92555893.
9. Soares M.R, Santos W.S, Neves L.P, Perini A.P, Batista W.O.G, Belinato W, Maia A.F, Caldas L.V.E. Dose estimate for cone beam CT equipment protocols using Monte Carlo simulation in computational adult anthropomorphic phantoms. *Radiat. Phys. Chem.* 2019;155:252-259.
10. Marcu M, Hedesiu M, Salmon B, Pauwels R, Stratis A, Oenning A.C.C, Cohen M.E, Jacobs R. Estimation of the radiation dose for pediatric CBCT indications: a prospective study on ProMax3D. *International Journal of Paediatric Dentistry.* 2018;28(3):300-309.
11. Mutalik S, Tadinada A, Molina M.R, Sinisterra A, Lurie A. Effective doses of dental cone beam computed tomography: effect of 360-degree versus 180-degree rotation angles. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology.* 2020;130(4):433-446.
12. Stratis A, Zhang G, Lopez-Rendon X, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H. Customisation of a Monte Carlo dosimetry tool for dental cone-beam CT systems. *Radiation Protection Dosimetry.* 2016;169(1-4):378-385.
13. Pauwels R, Zhang G, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. *The British Journal of Radiology.* 2014;87(1042):20130654.
14. Park C.H. Effective dose assessment with optically stimulated luminescence dosimetry and Monte Carlo calculation in CBCT. *Yonsei.* 2018.
15. Panjnoush M, Shokri A, Hosseini Pouya M, Deevband M. Comparison of radiation absorbed dose in target organs in maxillofacial imaging with panoramic, conventional linear tomography, cone beam computed tomography and computed tomography. *J. Dent. Med. Tehran. Univ. Med. Sci.* 2009;22(3):113-119.
16. Pour A.R, Hafezi L, Mianji F, Tehrani S.H. Comparison of absorbed dose of two CBCT device with intra and extraoral digital radiographies in target organs. *Journal of Research in Dental Sciences.* 2016;13(3).
17. Segars W.P, Bond J, Frush J, Hon S, Eckersley C, Williams C.H, Feng J, Tward D.J, Ratnanather J.T, Miller M.I, Frush D, Samei E. Population of anatomically variable 4D XCAT adult phantoms for imaging research and optimization. *Med Phys.* 2013;40(4):043701.
18. Schoonjans F, De Bacquer D, Schmid P. Estimation of population percentiles. *Epidemiol.* 2011;22(5):750-751.
19. Segars W.P, Sturgeon G, Li X, Cheng L, Ceritoglu C, Ratnanather J.T, Miller M.I, Tsui B.M.W, Frush D, Samei E. Patient specific computerized phantoms to estimate dose in pediatric CT. in *Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging.* 2009. SPIE.
20. GIANO-Brochure. NEWTOM GiANO PRECISION.DIAGNOSTICS. V.S.P.a.I.I.C. s.c. Editor. 2019.
21. Collaboration G. *Introduction to geant4.* 2010.
22. Aghaz A, Kardan M.R, Deevband M.R, Bahadorzadeh B, Kasesaz Y, Ghadiri H. Patient-specific dose assessment using CBCT images and Monte Carlo calculations. *JINST.* 2021;16(10):P10011.
23. ICRP, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 103. Ann. ICRP.* 2007;37:2-4.
24. Lee C, Yoon J, Han S.S, Na J.Y, Lee J.H, Kim Y.H, Hwang J.J. Dose assessment in dental cone-beam computed tomography: Comparison of optically stimulated luminescence dosimetry with Monte Carlo method. *PLoS one.* 2020;15(3):e0219103.

**COPYRIGHTS**

©2021 The author(s). This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, as long as the original authors and source are cited. No permission is required from the authors or the publishers.



استناد به این مقاله

آغاز، عهديه، كاردان محمدرضا، ديوبند، محمدرضا، بهادرزاده بهادر. (۱۴۰۳)، دز مؤثر وابسته به اندازه بیمار در توموگرافی کامپیوتری دندانى بر اساس شاخص توده بدنى:

مطالعه شبیه‌سازی مونت کارلو. مجله علوم و فنون هسته‌ای، ۱۰۸(۲)، ۷۲-۸۳. DOI: <https://doi.org/10.24200/nst.2024.1572>

Url: [https://jonsat.nstri.ir/article\\_1572.html](https://jonsat.nstri.ir/article_1572.html)

