

طراحی اتاق اسکن توموگرافی کامپیوتری و برآورد دز جذبی بیمار و کارکنان با استفاده از کد (MCNPX 2.6)

حسین هاشمی^۱، محمدرضا شجاعی^{۱*} و جواد عابدی^۲

^۱دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، سمنان، ایران.

^۲بیمارستان امام حسین (ع)، دانشگاه علوم پزشکی شاهرود، شاهرود، سمنان، ایران.

*سمنان، شاهرود، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، کدپستی: ۴۵۱۶۹-۶۵۱۹۳

پست الکترونیکی: Shojaei_1151@yahoo.com

چکیده

یکی از دستگاه‌های تشخیصی در تصویربرداری پزشکی، اسکن توموگرافی کامپیوتری است که کاربرد فراوان دارد و اساس کار آن استفاده از پرتوهای X است، از طرفی دزهای خارجی حاصل از این پرتوهای یونساز پس از سال‌ها از بازه‌ی تشخیص و درمان، خطر ابتلا به سرطان ثانویه را می‌تواند به همراه داشته باشد که از لحاظ ایمنی و حفاظت در برابر پرتو قابل ملاحظه است. در این مقاله از کد شبیه‌سازی کامپیوتری بر اساس روش مونت کارلو MCNPX 2.6 استفاده شد و با طراحی و شبیه‌سازی اتاق سی‌تی‌اسکن و با قرار دادن فانتوم مشابه انسان مرد ۴۰ ساله MIRD در نقاط مختلف از اتاق سی‌تی شبیه‌سازی شده میزان آهنگ دز جذبی برای فانتوم‌ها برآورد شد. در این محاسبات ناحیه ایمن اتاق اپراتور و ناحیه غیر ایمن شعاع ۱ متری از چشمه برآورد شد، با تحلیل نتایج به دست آمده بیشترین مقدار میانگین آهنگ دز جذبی مربوط به فانتوم (۱) در شبیه‌سازی اسکن ناحیه‌ی شکم و اندام‌های داخلی آن مانند مثانه و سپس پروستات در انرژی متداول ۱۲۰ کیلو الکترون‌ولت به ترتیب ۶۲/۷۰ و ۶۰/۵۶ میلی‌گری بر ساعت گزارش شد، که این میزان دز جذبی از حد معیار پیشنهادی پروتکل‌های ICRP بیشتر است. لذا با طراحی حفاظ‌های سربی در ضخامت‌های متغیر، راهکاری به منظور کاهش اثربخشی دزهای جذبی پیشنهاد شد که می‌تواند جهت ارتقای سطح ایمنی پرتو برای بیماران مفید واقع شود.

کلیدواژه‌گان: دز جذبی، سی‌تی‌اسکن، شبیه‌سازی، فانتوم MIRD، کد مونت کارلو MCNPX، حفاظ سربی.

۱. مقدمه

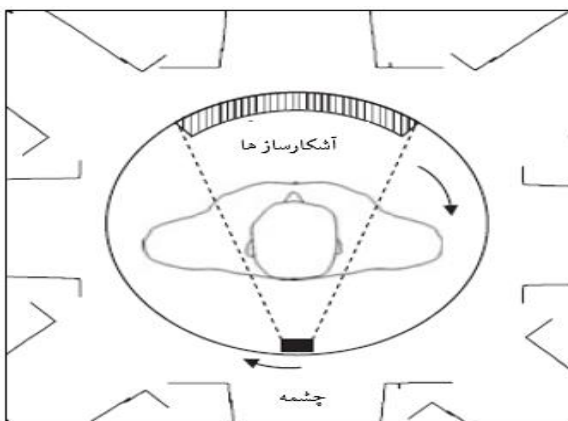
گسترده در زمینه‌ی تشخیصی پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. از طرفی دزهای خارجی حاصل از این پرتوها و جذب آن‌ها در بافت‌های طبیعی در طی مراحل تشخیصی و پرتودرمانی خطر ابتلا به سرطان‌های ثانویه و آثار بیولوژیکی

یکی از دستگاه‌های تشخیصی در تصویربرداری پزشکی که امروزه کاربرد گسترده‌ای دارد اسکن توموگرافی کامپیوتری می‌باشد و اساس کار آن استفاده از پرتوهای X است. دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن پس از قرن بیستم میلادی به‌طور

۲. اصول و نحوه‌ی عملکرد دستگاه سی‌تی‌اسکن

دستگاه سی‌تی‌اسکن از چند بخش اصلی تشکیل شده است که عبارتند از: گانتری، کولیماتور، ژنراتور تولیدکننده‌ی ولتاژ بالا، کابل‌های ولتاژ بالا، تخت بیمار و سیستم کنترل دیجیتالی کاربر که در ادامه به توصیف آن‌ها پرداخته شده است.

گانتری: این قطعه از دستگاه دارای دو بخش دوار و ثابت است، در بخش دوار آن تیوب پرتو X در یک جهت و در طرف مقابل آن آشکارسازهای سوسوزن حالت جامد از جنس سرامیک گادولینیم با ناخالصی اکسید سولفید (Gd_2O_3) به علت ضریب جذب بالای پرتو قرار گرفته‌اند و سرعت چرخش گانتری حدوداً یک دور در 0.3 تا 1 ثانیه است، در بخش ثابت گانتری کلیه‌ی مدارهای الکترونیکی رابط بین قسمت دوار و سایر قسمت‌های دستگاه سی‌تی‌اسکن وجود دارد. نمایی از درون گانتری در شکل ۱ نشان داده شده است. هنگامی که بیمار در مرکز گانتری قرار می‌گیرد، بخش دوار حول بدن بیمار دوران می‌کند و تصویربرداری به ازای زوایای 180 تا 360 درجه از بدن بیمار را انجام می‌دهد.



شکل (۱): نحوه‌ی قرار گرفتن چشمه پرتو X و آشکارسازها.

کولیماتور: نحوه‌ی عملکرد این قطعه‌ها که جنس آن‌ها معمولاً از سرب می‌باشد و در تکنیک تصویربرداری سی‌تی‌اسکن حائز اهمیت است و با استفاده از آن‌ها پرتو را از

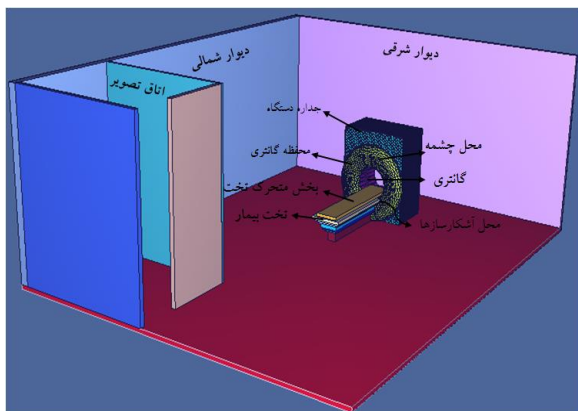
آن پس از طی سال‌ها از بازه‌ی درمان را می‌تواند به همراه داشته باشد [۱، ۲]. بنابراین کارکنان و متخصصان بخش تصویربرداری پزشکی ملزم به رعایت الزامات و اصول مربوط به بهداشت و ایمنی محیط کار به ویژه برای بیماران مراجعه‌کننده می‌باشند.

در دهه‌های اخیر استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای دزیمتری تابش حاصل از پرتوهای X به‌طور چشم‌گیری افزایش یافته است و به منظور تعیین دزهای جذبی در اندام‌ها و بافت‌های مختلف، به دلیل اینکه نمی‌توان این کار را از طریق آزمایش تجربی انجام داد، برخی از فانتوم‌های شبیه انسان برای دزیمتری تابش استفاده می‌شوند. در این مقاله ابتدا نرخ دز جذبی در نقاط مختلف از اتاق شبیه‌سازی شده سی‌تی‌اسکن مشخص شد و سپس با بررسی نقاطی که می‌تواند از نظر ملاحظات ایمنی تابش برای پرسنل شاغل و بیماران حائز اهمیت باشد، سعی بر آن شد تا با استفاده از شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو و کد کاربردی هسته‌ای MCNP دزهای جذبی کارکنان و بیمار با شبیه‌سازی اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن مورد مطالعه قرار گیرد.

در نهایت هدف از این مقاله ارائه یک شیوه‌ی مناسب برای برآورد دز دریافتی بیمار و کارکنان در مختصات مختلف از اتاق سی‌تی‌اسکن و مشخص کردن نقاط ایمن در فضای شبیه‌سازی شده است و ارائه‌ی یک راهکار مناسب برای کاهش عوارض پرتو در بیماران و پرسنل به منظور ارتقای سطح ایمنی و حفاظت در برابر تابش جهت ارائه‌ی راهکار بهینه است. به این منظور برای بررسی دزهای جذبی از نقاط مختلف اتاق سی‌تی در فضای شبیه‌سازی شده به ازای پرتو تابشی در سه ناحیه‌ی سر، سینه و شکم با استفاده از فانتوم محاسباتی مشابه انسان مرد ۴۰ ساله MIRD برای ارزیابی دز جذبی مورد ارزیابی قرار گرفت، که آناتومی داخلی شبیه‌سازی شده در این فانتوم مشابه بدن انسان واقعی می‌باشد.

پزشکی، رادیوگرافی، طراحی حفاظ و کاربردهای وسیع دیگر آن اشاره کرد [۴].

در این شبیه‌سازی که توسط کد MCNPX نسخه‌ی (2.6) انجام گرفت تمامی هندسه، فواصل و پارامترهای مربوط به اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن و فانتوم‌های مشابه به صورت دقیق در کارت‌های سلول، سطح و داده برای موقعیت چشمه و مواد به دقت تعریف شدند تا با نمونه‌های واقعی از اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن مطابقت داشته باشد. ابعاد اتاق بر اساس پارامترهای عرض، طول و ارتفاع $300 \text{ cm} \times 800 \text{ cm} \times 600 \text{ cm}$ طراحی شد و ابعاد دستگاه سی‌تی‌اسکن شبیه‌سازی شده مشابه به دستگاه‌های اسکن واقعی تولیدی شرکت توشیبا مدل Aquilion-۱۶ می‌باشد. موقعیت چشمه بر روی محفظه‌ی داخلی گانتری در شکل ۲ از نمای سه‌بعدی در فضای اتاق و دستگاه که جزئیات آن با استفاده از نرم‌افزار رابط گرافیکی Vised نشان داده شده است.



شکل (۲): نمای سه‌بعدی از شبیه‌سازی اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن.

فانتوم محاسباتی و ریاضی MIRD، مشابه مرد ۴۰ ساله می‌باشد که با قد ۱۷۰ و وزن تقریبی ۷۰ کیلوگرم طراحی شده است و اندام‌های داخلی آن از عناصر طبیعی سازنده‌ی بدن انسان است که درصدهای وزنی و چگالی این مواد با دقت تعریف شده‌اند، در این محاسبات اندام‌های بدن این فانتوم‌ها به‌عنوان آشکارساز در نظر گرفته شد و دزهای جذبی و معادل حاصل از فوتون‌های پرتو X با استفاده از آن‌ها در کد MCNP

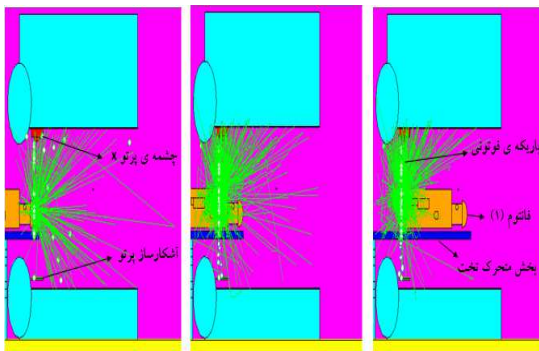
حالت مخروطی به صورت کانونی در می‌آورند، همین‌طور دامنه‌ی پرتو را با توجه به نوع معاینه افزایش یا کاهش می‌دهند. از این‌رو برای دستگاه سی‌تی‌اسکن در مقابل چشمه پرتو X، از دو نوع کولیماتور استفاده می‌شود. کولیماتور اول پرتو را به عرض زوایای ۴۵ تا ۶۰ درجه‌ای در راستای عرضی بر روی بدن بیمار محدود می‌کند و کولیماتور دوم که نسبت به اولی در حالت عمود و بر روی آن قرار دارد و سبب محدود شدن پرتو به مقدار ۱ تا ۵ میلی‌متر یا بیشتر بر روی ضخامت قطعه‌ی مورد نظر در راستای طولی (سمت سر یا پای بیمار) می‌شود.

ژنراتور تولیدکننده‌ی ولتاژ بالا در دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن به منظور تولید ولتاژهای بالا در حدود ۸۰ تا ۱۴۰ کیلوولت و برای تأمین جریان چشمه پرتو X به کار می‌رود و این کار توسط کابل‌های ولتاژ بالا انجام می‌شود. از طرفی عملکرد تخت بیمار در دستگاه سی‌تی‌اسکن به گونه‌ای است که در تصویربرداری از نوع اسپیرال (مارپیچی) یا هلیکال به طور هم‌زمان و متناسب با چرخش بخش دورانی گانتری، بیمار را در راستای افقی به سمت مرکز گانتری و درون دستگاه سی‌تی هدایت می‌کند که بخش متحرک آن از مواد فیبرهای کربنی با کمترین ضریب جذب و تضعیف پرتو ساخته می‌شود تا در فرآیند تصویربرداری و کنتراست تصویر اختلال ایجاد نکند. در نهایت تمام تنظیم‌های دستگاه سی‌تی‌اسکن توسط کاربر و با استفاده از سیستم کنترل دیجیتال انجام می‌گردد [۳].

۳. شبیه‌سازی با کد مونت کارلو MCNP

کد MCNP یکی از کدهای هسته‌ای مبتنی بر تولید اعداد تصادفی است و در حل مسائلی که پژوهشگران در حیطه‌های مختلف با انواع پرتوها سروکار دارند به کار می‌رود. لذا می‌توان به کاربردهای آن در مسائل مربوط به فناوری هسته‌ای، مطالعه‌ی برهم‌کنش، ترابرد ذرات، فیزیک پزشکی، پرتو

محاسبات به این شکل برای سایر انرژی‌ها و زوایای دوران چشمه انجام شد و آهنگ دزهای جذبی حاصل از فوتون‌های چشمه‌ی پرتو X برای فانتوم‌ها در سی‌تی‌اسکن شبیه‌سازی شده اسپیرال از سه ناحیه‌ی فانتوم (۱) محاسبه شد، در این شبیه‌سازی برای تنظیم دامنه‌ی پرتو (کولیماسیون) در چشمه ۳ mm و پهنای پرتو ۶۰ درجه تعریف شد، که ترابرد فوتون‌ها به‌عنوان نمونه در انرژی ۸۰ کیلو الکترون‌ولت، در شکل ۴ و صفحه XZ قابل مشاهده است.

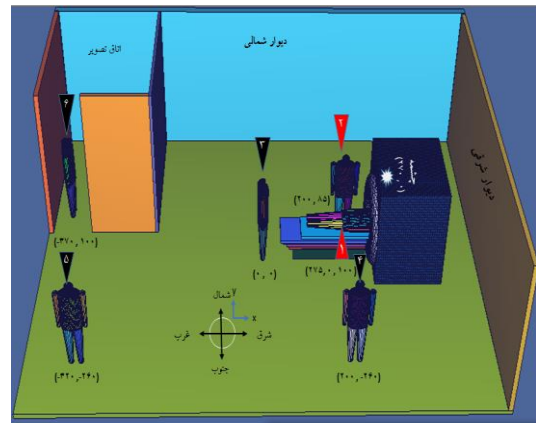


الف: اسکن شکم ب: اسکن سینه ج: اسکن سر

شکل (۴): نمایی از صفحه XZ در شبیه‌سازی اسکن سه ناحیه برای فانتوم (۱).

از نتایج بدست آمده میانگین‌گیری شد و میانگین آهنگ دزهای جذبی برای فانتوم‌های مشابه و یکسان MIRD در مختصات مکانی (۱) تا (۶) از اتاق سی‌تی شبیه‌سازی شده به ازای اسکن از سه ناحیه‌ی فانتوم (۱) که به‌عنوان بیمار فرض می‌شود برحسب میلی‌گری بر ثانیه بدست آمد. مقادیر میانگین دز جذبی محاسبه شده برای فانتوم‌های (۱) و (۲) از لحاظ ایمنی تابش قابل ملاحظه می‌باشد که در ادامه به آن پرداخته شده است. اما برای فانتوم‌های (۳)، (۴) و (۵) آهنگ دز جذبی در محدوده 10^{-11} تا 10^{-18} بدست آمد که نسبت به مقادیر بدست آمده برای فانتوم‌های (۱) و (۲) خیلی کمتر است. برای فانتوم (۶) که در اتاق تصویر قرار دارد، در کارت داده از کد MCNP بر روی دیوارهای اتاق تصویر از ضخامت ۰/۵ cm مواد سربی تعریف شد، نرخ دز جذبی تقریباً صفر برآورد شد.

محاسبه شده است. در این شبیه‌سازی از فانتوم‌های یکسان و مشابه انسان MIRD در نقاط مختلف از اتاق سی‌تی طراحی شد که در شکل ۳ با شماره‌گذاری و همین‌طور مختصات مکانی آن‌ها در صفحه‌ی XY مشخص و قابل مشاهده است.



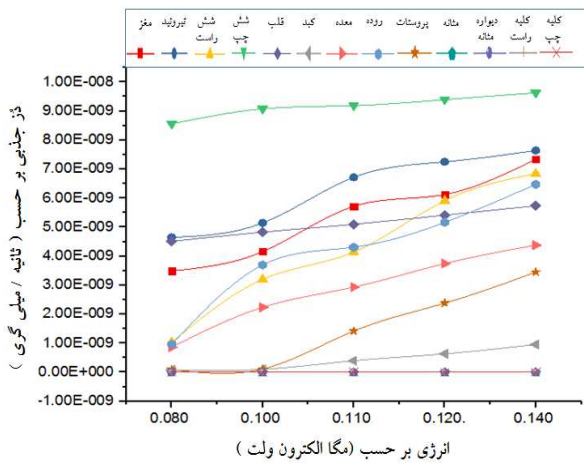
شکل (۳): هندسه‌ی سه‌بعدی از فانتوم‌ها به تفکیک شماره و مختصات مکانی آن‌ها در صفحه‌ی XY.

۴. تحلیل داده‌ها و نتایج

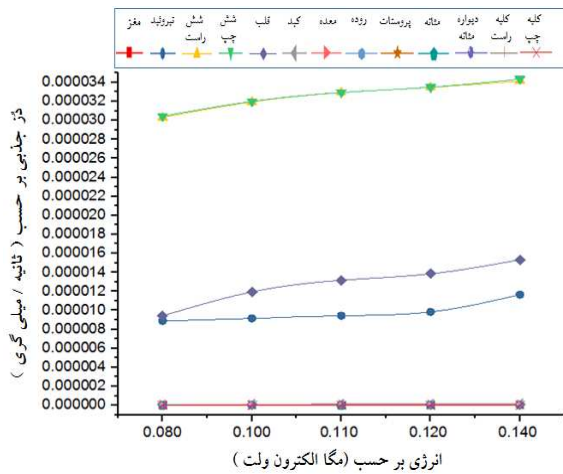
این شبیه‌سازی و محاسبات عددی در طی سه مرحله انجام شد که به توصیف آن در ادامه پرداخته شده است. **مرحله‌ی اول:** در این مرحله فانتوم‌های محاسباتی و ریاضی در موقعیت مکانی مطابق شکل ۳ قرار داده شدند و از دستور تالی F6 که در خروجی کد MCNP به منظور محاسبه‌ی دز جذبی در واحد جرم یا کرما^۱ استفاده شد و انرژی فوتون‌های گسیلی از چشمه پرتو X همان انرژی‌های متداول در سی‌تی از ۸۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون‌ولت در کارت داده تعریف شدند.

ابتدا در انرژی ۸۰ کیلو الکترون‌ولت چشمه به ازای زوایای صفر تا ۳۶۰ درجه گرادیان برای ۱۸ زاویه با فاصله زوایای ۲۰ درجه در داخل استوانه‌ی گانتری دوران داده شد که پس از محاسبه و گرفتن داده‌ها از خروجی کد مجدداً با جابه‌جایی افقی فانتوم (۱) (ناحیه‌ی سر تا شکم) به طول ۵ سانتی‌متر در هر برش به سمت درون مرکز محفظه هدایت می‌شود و

^۱ Kerma



شکل (۶): نمودارهای میانگین آهنگ دزهای جذبی ارگان‌های فانتوم ۲ در شبیه‌سازی اسکن سر.

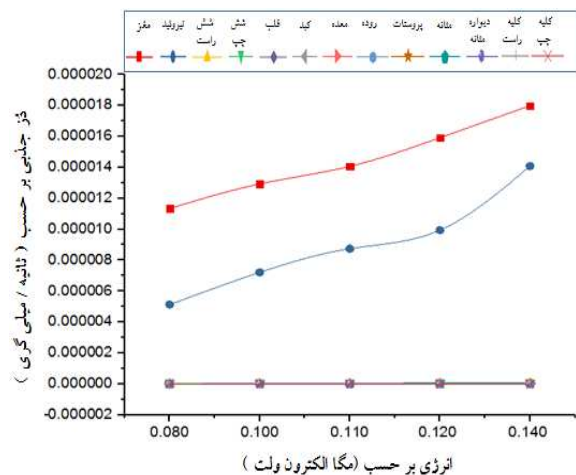


شکل (۷): میانگین آهنگ دزهای جذبی فانتوم ۱ در شبیه‌سازی اسکن سینه.

نتایج برای فانتوم (۲) بیشترین مقدار آهنگ دز جذبی مربوط به روده، معده، تیروئید و مغز و کمترین آن برای کلیه راست به‌دست آمده است که مجموع میانگین آهنگ دز جذبی 4×10^{-9} میلی‌گری بر ثانیه یا معادل آن $0/0014$ میلی‌سیورت بر ساعت طبق شکل ۸ بیشتر نیست و از حد میانگین دز معادل سالانه کارکنان کمتر است [۵]. برای شبیه‌سازی اسکن ناحیه‌ی شکم از فانتوم (۱) که در شکل ۹ دیده می‌شود، بیشترین میانگین آهنگ دزهای جذبی در انرژی‌های ۸۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون‌ولت به مثانه و سایر اندام‌های شکم دز قابل ملاحظه را دریافت نموده‌اند. در فانتوم (۲) بیشتر و کمترین میانگین آهنگ

در شکل ۵ مقدار میانگین آهنگ دزهای جذبی فانتوم (۱) در شبیه‌سازی اسکن ناحیه‌ی سر، برای مغز و تیروئید دز قابل ملاحظه مشاهده می‌شود و کمترین مقادیر مربوط به سایر اندام‌های آن است. به دلیل برهم‌کنش پرتو با اندام‌های داخلی فانتوم (۱) و پس از پراکندگی با احتمال‌های فوتوالکتریک، کامپتون و یا هم‌دوس، دزهای جذبی حاصل از این پراکندگی‌ها برای فانتوم (۲) و در شکل ۶ نشان داده شده است که نسبت به فانتوم (۱) مقادیر دز بسیار کمتری را دریافت نموده است و بیشترین مقدار به شش چپ و کمترین آن به اندام‌های مثانه، دیواره‌ی مثانه، کلیه راست و کلیه چپ تعلق دارد.

برای نمونه شش چپ در بیشینه انرژی ۱۴۰ کیلو‌الکترون‌ولت دز جذبی $9/63 \times 10^{-9}$ یا معادل دز $0/0029$ میلی‌سیورت بر ساعت را دریافت کرده است که از حد میانگین دز معادل سالانه ۲۰ میلی‌سیورت در یک سال برای پرتوگیری کارکنان طبق پروتکل‌های ICRP کمتر است [۵]. برای شبیه‌سازی اسکن ناحیه‌ی سینه از فانتوم (۱) همان‌طور که در شکل ۷ قابل مشاهده است، بیشترین دزهای جذبی به ترتیب مربوط به شش‌های چپ و راست، قلب و تیروئید می‌باشد که دز قابل ملاحظه‌ای را دریافت کرده است.



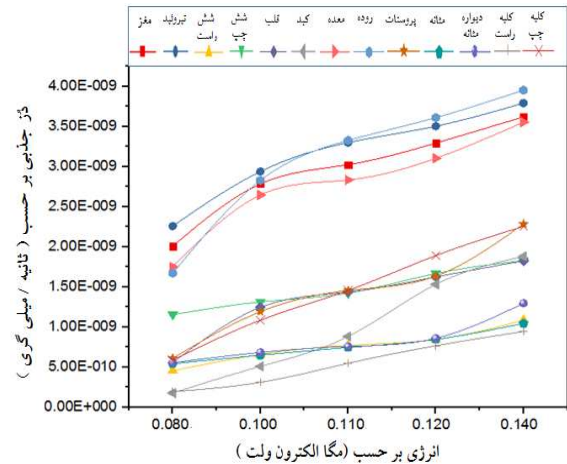
شکل (۵): نمودارها میانگین آهنگ دزهای جذبی ارگان‌های فانتوم ۱ در شبیه‌سازی اسکن سر.

باید خاطر نشان کرد که چون دز جذبی سایر اندام‌های فانتوم MIRD مرد نسبت به اندام‌هایی که در نتایج شبیه‌سازی و محاسبات عددی از سه ناحیه‌ی سر، سینه و شکم از این فانتوم که در فوق بررسی شدند قابل ملاحظه نبود بنابراین از آوردن نتایج آن‌ها صرف‌نظر شد و فقط اندام‌هایی که میزان دز بیشتر و قابل توجه دریافت کرده‌اند مورد تحلیل و بررسی قرار گرفتند.

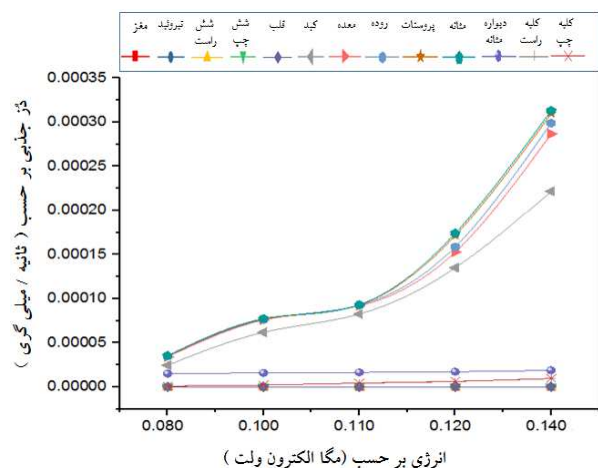
از طرفی در این شبیه‌سازی اشکالی که وجود دارد، ثابت بودن فانتوم‌ها است که در اتاق سی‌تی‌اسکن واقعی این گونه نیست و فانتوم (۲) اگر به‌عنوان همراه بیمار فرض شود در صورتی که فانتوم (۱) به منظور ثابت شدن و عدم تحرک در تخت نیاز به مراقبت داشته باشد، با نزدیکتر شدن به چشمه دز جذبی بیشتری را از اندام‌های داخلی دریافت خواهد کرد. مورد دیگر اینکه در این محاسبات ترابرد الکترون انجام نگرفت (اصطلاحاً چشمه بدون نشت است) و الکترون‌های ثانویه به صورت جذبی در نظر گرفته شد.

در دستگاه سی‌تی‌اسکن واقعی، امکان نشت در اثر گرم شدن بیش از حد لوله تولیدکننده‌ی پرتو X موجب ترک خوردن تنگستن و نشت الکترون‌ها از آنند وجود دارد و می‌تواند سبب افزایش دز جذبی شود که این مشکل توسط کمیته‌ی بین‌المللی برق (IEC) به میزان ۰/۱ میلی‌گری بر ساعت که به فاصله ۱ متری از بیمار محدود شده است و به‌طور قابل توجه نسبت به پرتوهایی که از اندام‌های بیمار پراکنده می‌شود کمتر است و در صورت نشت ذرات از چشمه بایستی مشکل با بررسی دوره‌ای مسئول فیزیک بهداشت و توسط تکنسین‌های مربوطه بر طرف شود [۶]. **مرحله‌ی دوم:** در این مرحله به تحلیل و جمع‌بندی نتایج پرداخته شد که در شبیه‌سازی اسکن نواحی سر، سینه و شکم مربوط به فانتوم (۱) بیشترین مقدار میانگین دز جذبی در شبیه‌سازی اسکن شکم مربوط به مثانه و سپس پروستات در انرژی ۱۲۰ کیلو الکترون‌ولت به ترتیب ۶۲/۷۰ و ۶۰/۵۶

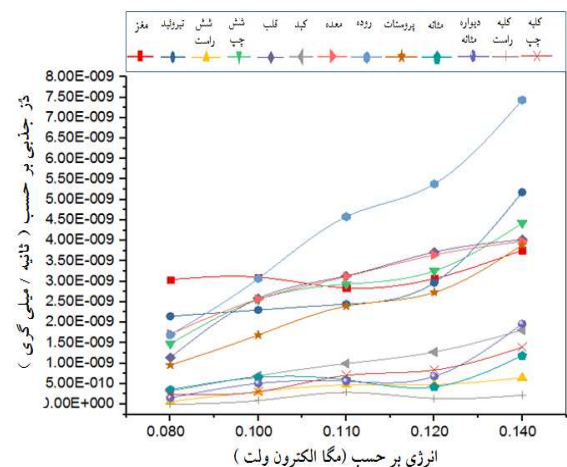
دز جذبی را در شکل ۱۰ نشان می‌دهد که از حد میانگین معادل دز سالانه کمتر است [۵].



شکل (۸): میانگین آهنگ دزهای جذبی فانتوم ۲ در شبیه‌سازی اسکن سینه.

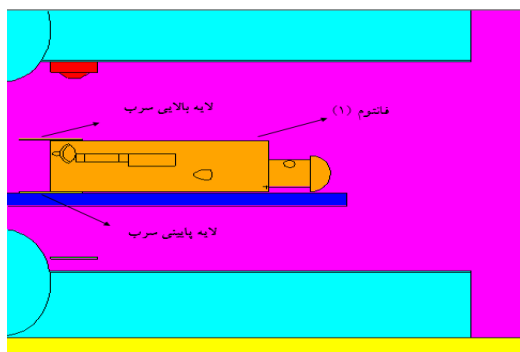


شکل (۹): میانگین آهنگ دزهای جذبی فانتوم ۱ در شبیه‌سازی اسکن شکم.



شکل (۱۰): میانگین آهنگ دزهای جذبی فانتوم ۲ در شبیه‌سازی اسکن شکم.

است (شکل ۹)، بر آن شدید تا راهکاری برای کاهش دز بیمار در رادیوگرافی از نوع سی تی اسکن ارائه داده شود. در این مرحله از شبیه سازی مطابق آنچه که در شکل ۱۱ و مختصات XZ مشاهده می کنید، با طراحی حفاظهایی از عنصر سرب با ضخامت های ۰/۱۵، ۰/۲۵ و ۰/۳۵ سانتی متر بر روی ناحیه ی شکم فانتوم (۱) و بین تخت و بیمار قرار داده شد.



شکل (۱۱): هندسه دوبعدی در مختصات XZ از نحوه قرار گرفتن حفاظ

محاسبات مرحله ی اول مجدداً تکرار و مشاهده شد هنگامی که اسکن از روده انجام می شود، وقتی دامنه ی پرتو در مرز بین روده و مثانه از اندام فانتوم (۱) واقع شود، با قرار دادن دو لایه سربی مطابق شکل (۶) با ضخامت های بیان شده در مرز این ناحیه برای مثانه که به عنوان آشکارساز پرتو در نظر گرفته شد، در کمینه انرژی ۸۰ کیلو الکترون ولت چشمه، بدون استفاده از حفاظ سربی با ضخامت بیشینه ۰/۳۵ cm معادل با ضخامت پرده های سربی واقعی متداول و مورد استفاده در اتاق سی تی اسکن، دز جذبی ۱۲/۷۷ میلی گری بر ساعت و در حضور حفاظ ۰/۲۸ میلی گری بر ساعت بدست آمد که شدت پرتو در این ناحیه حدوداً ۹۷/۸ درصد تضعیف می شود و برای سایر انرژی ها نیز همین نتیجه برآورد شد، که آهنگ دز را به صورت معنی داری کاهش می دهد.

شایان ذکر است که این محاسبات بدون لحاظ نمودن مواد کتراست در اندام های حساس به پرتو فانتوم (۱) انجام شد. تحقیق مشابه را نیک رایکسا و همکاران با استفاده از فانتوم محاسباتی شبیه MIRD زن، مورد مطالعه قرار داده اند [۱۱]. در

میلی گری بر ساعت بدست آمد که در مجموع با نتیجه نهایی که امیر نیا و همکاران بدست آورده اند با تقریب نسبتاً خوب هم راستا است [۷].

در شبیه سازی اسکن سر مربوط به انرژی ۱۲۰ کیلو الکترون ولت برای مغز و تیروئید به ترتیب ۵/۷۴ و ۰/۸۴ میلی گری بر ساعت به دست آمد که دز جذبی مغز با وجود اینکه در فانتوم میرد استخوان سر تعریف نشده است، باین حال مقدار حاصله در محدوده دز پیشنهادی پروتکل های ICRP برای بزرگسالان قرار دارد [۸]. برای اسکن سینه میانگین دز جذبی مربوط به شش چپ، شش راست و قلب به ترتیب ۱۲/۰۷، ۱۲/۰۵ و ۴/۹۸ میلی گری بر ساعت در انرژی ۱۲۰ کیلو الکترون ولت بدست آمد که نسبت به ناحیه ی سر بیشتر است. با توجه به اینکه در محاسبات فوق از فرمول های تبدیلی دز استفاده شد و دز جذبی در واحد جرم بر حسب میلی گری بر ثانیه است، در صورتی که مطالعه اثرات بیولوژیکی پرتوها مدنظر باشد، میلی گری در تعریف واحد جدید با معادل دز دریافتی توسط بافت های اندام موجود زنده بر حسب میلی سیورت برابر است [۹].

در این محاسبات برای تبدیل میلی گری بر ثانیه به میلی گری بر ساعت برای نمونه مثانه در انرژی ۱۲۰ کیلو الکترون ولت با استفاده از رابطه ۱ انجام شده است:

$$1.74177 \times 10^{-4} \times 60 \times 60 \times 10^2 = 62.70 \frac{mGy}{h} \quad (1)$$

از طرفی در محاسبه ی دز جذبی حاصل از شبیه سازی سی تی برای اینکه نتایج با مقادیر تجربی مطابق باشد از عامل تبدیل تجربی استفاده می نمایند و مقادیر بر حسب میلی گری بر دقیقه حاصل می شود [۱۰]، در این مقاله لحاظ نشد و صرفاً دز جذبی پرتو بر حسب میلی گری بر ساعت مدنظر است. مرحله ی سوم: در نتایج حاصل از مراحل قبل چون فانتوم (۱) از ناحیه ی شکم مقدار دز جذبی بیشینه ای را دریافت کرده

وجود دارد و می‌تواند سبب افزایش پرتوگیری ناخواسته کارکنان این بخش شود، بنابراین کارکنان بایستی الزامات حفاظت و ایمنی پرتو انفرادی را رعایت نمایند. همین‌طور ناحیه‌ی غیر ایمن در این شبیه‌سازی مربوط به فاصله‌ی حدوداً ۱ متر از چشمه در اتاق سی‌تی است و بیشترین دز جذبی مربوط به ناحیه‌ی شکم در شبیه‌سازی اسکن از سه ناحیه در فانتوم (۱) به دست آمد که از لحاظ ایمنی پرتو دز قابل ملاحظه را دریافت نموده است، حال اگر از دیدگاه میزان میانگین دز معادل سالانه کارکنان (۲۰ میلی‌سیورت در سال) موضوع تحلیل گردد، فانتوم (۱) در انرژی ۱۲۰ کیلوالکترون‌ولت برای شبیه‌سازی اسکن از اندام ناحیه شکم مانند مثانه که در مرحله‌ی سوم بحث و در شکل ۹ نشان داده شد، مقدار دز جذبی بیشتر از حد دز معادل مجاز سالانه کارکنان را به ازای یک بار معاینه سی‌تی دریافت کرده است.

از طرفی اگر این مقدار دز به کودکان با شاخص سنی زیر ۱۰ سال و همین‌طور خانم‌های باردار که بنا به ضرورت و تشخیص پزشک نیاز به معاینه سی‌تی از ناحیه‌ی شکم و لگن داشته باشند، چون اندام‌های جنین و کودکان نسبت به بزرگسالان بر تابش‌های پرتویی حساس است، میزان دز دریافتی حاصل از معاینات سی‌تی اسکن می‌تواند به بافت‌های سالم آنان آسیب رسانده و خطر ابتلا به سرطان را افزایش می‌دهد. لذا توصیه می‌شود با استفاده از روش‌های کاربردی مانند آنچه که در این مقاله به آن پرداخته شد و با استفاده از حفاظ و پوشش‌های گوه‌ای شکل در اسکن ناحیه‌ی شکم و لگن، پرتوگیری خارجی بیماران کاهش داده شود و علاوه بر آن معیارهای پروتکل‌های الحاقی ICRP مربوط به بهینه‌سازی دستگاه‌ها، مدیریت زمان و رعایت اصول ALARA به منظور کاهش دز دریافتی بیماران و کارکنان بخش سی‌تی‌اسکن از لحاظ ملاحظات ایمنی تابش توسط کارکنانی که با این پرتوها سروکار دارند، باید رعایت گردد.

پایان تصریح می‌گردد که برای تمامی محاسبات و شبیه‌سازی‌های فوق تعداد 10^4 ذره ترابرد شد و مدت زمان اجرای برنامه‌ها به طور متوسط بین ۵ تا ۱۵ ساعت است، خطاهای تخمینی حاصل از کد در خروجی بعد از اجرای برنامه‌ها، پس از تالی F6 اغلب کمتر از ۰/۰۲ ثبت شده است. سیستم کامپیوتری مورد استفاده در این محاسبات دارای: ۵ هسته (CORI5)، ۳۲ بیتی، با قدرت پردازشگر (۲۳۳۰ MHZ) به کار گرفته شد.

۵. نتیجه‌گیری و پیشنهادات

در این مقاله به بررسی نرخ دز جذبی حاصل از پرتوهای X با استفاده از فانتوم محاسباتی و ریاضی MIRD مرد بزرگسال در فضای شبیه‌سازی پرداخته شد، که مقایسه‌ی آن با مطالعات دیگری که به ارزیابی دز ارگانسیم در معاینات سی‌تی‌اسکن منجر می‌شود به دو دلیل کار ساده‌ای نیست؛ اولاً به دلیل استفاده از انواع مختلف از اسکنرها و ثانیاً به دلیل پارامترهای اسکن و پروتکل‌هایی که در آن مورد استفاده قرار می‌گیرند. لذا در این مقاله بر اساس نتایج حاصل از سه مرحله، امن‌ترین ناحیه از لحاظ ایمنی پرتو مربوط به اتاق تصویر (اپراتور) که میزان دز جذبی فانتوم (۶) تقریباً صفر حاصل شد و برای فانتوم (۲) مطابق نتایج نشان داده شده در شکل‌های (۶)، (۸) و (۱۰) از آنجایی که کولیماسیون در این محاسبات ۳ mm لحاظ شد و ترابرد الکترون به دلیل بدون نشت فرض کردن چشمه انجام نشد، که با تحلیل نتایج و به ازای شبیه‌سازی اسکن از نواحی سر، سینه و شکم در فانتوم (۱) میانگین آهنگ‌های دز به طور هم‌زمان برای فانتوم (۲) که اگر به‌عنوان همراه بیمار یا پرسنل بخش سی‌تی فرض شود، کمتر از حد میانگین دز معادل سالانه مجاز کارکنان است.

با این حال در اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن واقعی احتمال نشت الکترون و فوتون وقتی که اختلال در عملکرد دستگاه

۶. مراجع

- [1] E.J. Hall and D.J. Brenner. Cancer risks from diagnostic radiology. *Br. J. Radiol.* 81(965) (2008) 362–378.
- [2] R.M. Harrison. Introduction to dosimetry and risk estimation of second cancer induction following radiotherapy. *Radiat. Meas.* 57 1e8 (2013).
- [3] N.B. Smith and A. Webb. *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*. Published in the United States of America by Cambridge University Press, New York, (2011) 70–95.
- [4] کاسه‌ساز، یاسر. حسن‌زاده، مصطفی. آموزش کد MCNPX. تهران، (۱۳۹۴).
- [5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Statement on Tissue Reactions. Approved by the Commission on ICRP ref 4825-3093-1464, 21 April (2011).
- [6] C.j. Martin. Radiation shielding for diagnostic radiology. *Radiat Prot Dosim*;165 (1-4) (2015). 376–381.
- [۷] امیر نیا، ایوب. محنتی، پریناز. جباری، نصراله. برآورد دز جذبی ارگان‌های حساس به پرتو و دوز مؤثر بیماران در سی تی اسکن اسپیرال شکم و لگن با نرم‌افزار ImPACT CT Patient Dosimetry. مجله دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، (۲) ۷۵ (۱۳۹۶) ۱۰۳–۱۱۲.
- [8] J.D. Harrison, M. Balonov, F. Bochud, C.J. Martin, H-G. Menzel, P. Ortiz-Lopez, R. Smith-Bindman, J.R. Simmonds and R. Wakeford. *Annals of the ICRP, The Use of Effective Dose as a 13 Radiological Protection Quantity*. ICRP ref 4811-7254-2307, 24 April (2018).
- [9] H. Cember and T.E. Johnson. *Introduction to Health Physics*, Fourth edition, Copyright by The McGraw-Hill Companies. (2009) 203–279.
- [10] A.P. Ding. Development of a Radiation Dose Reporting Software for X-ray Computed Tomography (CT). Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York, (2012).
- [11] N. Ryckxa and M..S. Mercea. The use of out-of-plane high Z patient shielding for fetal dose reduction in computed tomography: Literature review and comparison with Monte Carlo calculations of an alternative optimisation technique. *Physica Medica*, (2018).