

کارایی محافظ‌های نانویی غیر سربی پایه‌ی سیلیکونی جهت حفاظت پرتوی از بیماران در آزمایش‌های رادیولوژی تشخیصی توسط شبیه‌سازی Monte Carlo

سیفاله اسدیورمقدم^۱، رضا ملک‌زاده^۲، سهیلا رفاهی^۳، پریناز محنتی^۴، احمد شانه‌ی^۵

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: استفاده از روش تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری (Computed tomography scan یا CT Scan)، احتمال ایجاد عارضه در مردمک چشم، غده‌ی تیروئید و پستان را افزایش می‌دهد. یکی از روش‌های حفاظت پرتویی بیماران از تابش‌های غیر لازم و ناخواسته در آزمون‌های CT Scan، استفاده از محافظ‌های غیر سربی می‌باشد. لازم است قبل از طراحی و استفاده از این محافظ‌ها، کارایی آن‌ها توسط شبیه‌سازی بررسی گردد.

روش‌ها: بیسموت، تنگستن و قلع با لبه‌های جذب در محدوده‌ی انرژی تشخیصی، برای مطالعه‌ی حاضر انتخاب شدند. هر یک از فلزات به همراه سیلیکون، به عنوان مواد سازنده در شبیه‌سازی Monte Carlo استفاده گردید. جهت تعیین ضریب تضعیف جرمی نمونه‌ها، باریکه به صورت تک انرژی شبیه‌سازی شد. بازه‌ی انرژی با توجه به آزمون‌های تصویربرداری متداول در آزمایشگاه‌های تشخیصی، از ۲۰ تا ۱۴۰ کیلوالکترون ولت با پله‌های ۲۰ کیلوالکترون ولت انتخاب گردید. چشمه‌ی فوتونی مسطح به شعاع ۵ میلی‌متر در مبدأ هندسه قرار گرفت. اطلاعات به دست آمده از شبیه‌سازی مشخص نمود که کدام محافظ در چه انرژی‌هایی ضریب تضعیف بیشتری دارد؟

یافته‌ها: محافظ حاوی ۱۰ درصد بیسموت و ۹۰ درصد سیلیکون، تضعیف بیشتری را در انرژی‌های بالای ۱۰۰ کیلوالکترون ولت نشان داد. محافظ تنگستن و قلع نیز در انرژی‌های میانی و پایین تضعیف بیشتری داشتند.

نتیجه‌گیری: با بهره‌گیری از اثر پنجره‌ی تضعیف و انتخاب درصد و نوع فلز متناسب با انرژی مورد استفاده در رادیولوژی تشخیصی، می‌توان از پرتوگیری ارگان‌های سطحی حساس به پرتوی بیماران محافظت کرد.

واژگان کلیدی: حفاظت پرتویی؛ توموگرافی کامپیوتری؛ شبیه‌سازی Monte Carlo؛ بیسموت

ارجاع: اسدیورمقدم سیفاله، ملک‌زاده رضا، رفاهی سهیلا، محنتی پریناز، شانه‌ی احمد. کارایی محافظ‌های نانویی غیر سربی پایه‌ی سیلیکونی جهت حفاظت پرتوی از بیماران در آزمایش‌های رادیولوژی تشخیصی توسط شبیه‌سازی Monte Carlo. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۰؛ ۳۹: (۶۴۹)؛ ۸۶۶-۸۶۰.

سرطان‌های ثانویه در غده‌ی تیروئید و پستان می‌باشد (۱-۲). برای پیشگیری از عوارض گفته شده، سیستم‌های کنترل اتوماتیک تابش (Automatic exposure control یا AEC) به دستگاه‌های CT Scan اضافه شد (۳). همچنین، امروزه محققان جهت کاهش عوارض نامطلوب تابش دستگاه‌های فاقد این سیستم، استفاده از محافظ‌های سطحی را برای تعدیل دز جذبی ارگان‌های حساس به پرتو توصیه می‌کنند (۴-۷).

مقدمه

امروزه استفاده از روش‌های تصویربرداری تشخیصی از جمله اسکن توموگرافی کامپیوتری (Computed tomography scan یا CT Scan) گسترش یافته است. مطالعات مختلف از عوارض احتمالی اشعه‌ی ایکس در ارگان‌های سطحی حساس به دز ناشی از آزمون CT Scan خبر می‌دهند. این عوارض شامل تاری و کاتاراکت مردمک چشم و

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

۳- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، اردبیل، ایران

۴- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

۵- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: احمد شانه‌ی؛ استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

روش‌ها

بخش عملی این مطالعه در شرکت کاوشگران نوین و ایده‌گستران فردا واقع در مرکز رشد فن‌آوری تجهیزات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز از آذر سال ۱۳۹۹ تا خرداد سال ۱۴۰۰ انجام شد.

در تحقیق حاضر، کد معروف Monte Carlo N-Particle version 2.6.0, Los Alamos (MCNPX) Transport Code (National Laboratory cross-sectional libraries data) به منظور تعیین ضرایب تضعیف جرمی محافظ‌های بیسموت، تنگستن و قلع استفاده گردید. محافظ‌ها از ۱۰ درصد جرمی اکسید نانو فلزهای نام‌برده شده و ۹۰ درصد جرمی سیلیکون نوع پلی دی‌متیل سیلوکسان (Polydimethylsiloxane یا PDMS) به عنوان شبکه‌ی ماتریس تشکیل شده بود.

برای تعیین ضریب تضعیف جرمی نمونه‌ها، باریکه به صورت تک انرژی شبیه‌سازی شد. انتخاب بازه‌ی انرژی با توجه به آزمون‌های تصویربرداری متداول در آزمایشگاه‌های تشخیصی، از ۲۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون ولت با پله‌های ۲۰ کیلو الکترون ولتی صورت گرفت. چشمه‌ی فوتونی مسطح به شعاع ۵ میلی‌متر در مبدأ هندسه قرار گرفت.

تالی f4 که بیانگر شار فوتون عبوری از یک حجم معین می‌باشد، خروجی را مشخص نمود. انجام شبیه‌سازی‌ها به مدت ۳ دقیقه با استفاده از کامپیوتر (ASUS N56VM laptop using an Intel® Core™ i5-3210M CPU @ 2.50GHz and 6.00 GB of RAM) زمان برد. خطای آماری همه‌ی خروجی‌های شبیه‌سازی، کمتر از ۱ درصد بود.

برای یافتن ضریب تضعیف جرمی نمونه‌ها، از رابطه‌ی ۱ به نام Beer Lambert استفاده گردید که در آن، I و I_0 به ترتیب شدت فوتون‌های تضعیف شده و فرودی، x (cm) ضخامت محافظ و μ (1/cm) ضریب تضعیف خطی می‌باشد. جهت محاسبه‌ی μ در هر انرژی، نمودار جذب $(\ln I_0/I)$ برای سه ضخامت مختلف رسم گردید. شیب خط به دست آمده، μ می‌باشد. ضریب تضعیف خطی به چگالی بستگی دارد. کمیت کاربردی‌تر در مطالعاتی که وابستگی به چگالی ماده ندارد، ضریب تضعیف جرمی (μ/ρ) می‌باشد. واحد ضریب تضعیف جرمی، cm^2/gr و نسبت ضریب تضعیف خطی بر چگالی کل ترکیب می‌باشد.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{رابطه‌ی ۱}$$

برای محاسبه‌ی چگالی کل ترکیب (ρ) ، از رابطه‌ی ۲ استفاده شد که در آن، ρ چگالی کل ترکیب، ρ_i چگالی اجزای ترکیب شامل اکسید فلز و سیلیکون و f_i کسر جرمی همان اجزا می‌باشد که برای اکسید فلز، ۰/۱ و سیلیکون، ۰/۹ است (۱۷).

شیلدها و لباس‌های محافظ در بخش‌های تشخیصی پزشکی اغلب از سرب ساخته می‌شوند، اما محافظ سربی به دلیل عدم انعطاف‌پذیری، سنگینی، سمی بودن، پایداری پایین فیزیکی و شیمیایی و مهم‌تر از همه کاهش شدید کیفیت تصویر قابل استفاده برای بیماران در CT Scan نمی‌باشد (۸). برای ساخت محافظی که این معایب را ندارد، باید سرب با فلز دیگری جایگزین می‌شد. پژوهشگران بیسموت را به عنوان اولین جایگزین پیشنهاد کردند (۹). از پیشگامان این حوزه، Hopper و همکاران بودند که با طراحی محافظ بیسموت در آزمون قفسه‌ی سینه در بیماران و فانتوم، به متوسط کاهش دز ۵۷ درصدی دست یافتند. همچنین، استفاده از پایه‌های پلیمری در ترکیب محافظ، جهت سبک شدن و انعطاف‌پذیری آن را پیشنهاد دادند (۱۰). بنابراین، مطالعه و طراحی کامپوزیت‌های پلیمری با پرکننده‌های میکرو یا نانوفلز بیسموت که در مقایسه با سرب، هم غیر سمی و هم ارزان‌تر می‌باشند، گسترش یافت (۱۱-۱۲، ۸).

نتایج پژوهشی نشان داد که حفاظ بیسموتی بین ۲۹-۲۱ درصد دز جذبی اندام‌های سطحی را در آزمون CT Scan سر و گردن کاهش می‌دهد (۱۳). مطالعه‌ی دیگری بر کاهش دز ۹۶ درصدی برای تیروئید حین استفاده از حفاظ بیسموتی به ضخامت ۰/۵ میلی‌متر دلالت دارد (۱۴). علاوه بر بیسموت، از عناصری با عدد اتمی حدود ۴۰ تا ۵۰ مانند قلع به عنوان پرکننده ماتریس جهت جذب فوتون‌های با انرژی پایین و متوسط در طیف اشعه‌ی ایکس استفاده می‌شود. نتایج تحقیق مرتضوی و همکاران نشان داد که استفاده از قلع در ترکیب حفاظ، تضعیف بسیار خوبی در انرژی ۲۹ کیلو الکترون ولت و بالاتر داشت و نسبت به سرب جذب بهتری را در این بازه انرژی نشان داد. همچنین، قلع در تضعیف پرتوهای ایکس اختصاصی حاصل از آند تنگستنی در تیوب پرتوی ایکس بهتر از دیگر فلزات عمل کرد (۱۵).

بررسی محافظ‌ها با شبیه‌سازی، اطلاعات دقیقی را فراهم می‌کند که در عمل به صرفه و یا قابل اندازه‌گیری نمی‌باشد. دو عامل مهم هزینه و زمان در کنار امکان‌پذیری، نقش مطالعات شبیه‌سازی در بررسی کارایی محافظ‌ها را برجسته می‌کند. در پژوهش پرورش و همکاران در مورد بهبود مواد لباس محافظ در برابر اشعه‌ی رادیونوکلید ^{99m}Tc مشخص شد که تفاوت نسبی بین شبیه‌سازی و دزیمتری کمتر از ۵ درصد می‌باشد (۱۶).

مطالعات در مورد مقایسه‌ی فلزات دیگر به عنوان پرکننده در محافظ‌های CT Scan به طور محدود انجام شده است. بنابراین، پژوهش حاضر با هدف ارزیابی و مقایسه‌ی ضرایب تضعیف جرمی محافظ‌های بیسموت، تنگستن و قلع با شبیه‌سازی Monte Carlo در بازه‌ی انرژی‌های تشخیصی به منظور بررسی کارایی هر محافظ در انرژی‌های مشخص شده انجام گردید.

با ۸/۹۷ و ۷/۸۷۷ بود. همچنین، بیشترین و کمترین چگالی نیز به ترتیب با ۱/۲۳۸ و ۱/۲۳۳ گرم بر سانتی‌متر مکعب، به محافظ‌های بیسموت و قلع اختصاص داشت.

ضرایب تضعیف جرمی شیلد خالص سربی با همان روش بیان شده در رابطه‌ی ۱ محاسبه و در کنار ضرایب تضعیف جرمی برداشت شده از پایگاه داده‌ی WinXCom رسم گردید (شکل ۱). کمترین اختلاف ضرایب تضعیف جرمی شیلد سربی از دو برنامه‌ی مربوط به انرژی ۴۰ کیلوالکترون ولت به مقدار ۰/۰۸ درصد و بیشترین اختلاف به میزان ۱/۷۷ درصد در انرژی ۸۰ کیلوالکترون ولت بود. اختلاف برای انرژی‌های ۲۰، ۶۰، ۱۰۰، ۱۲۰ و ۱۴۰ کیلوالکترون ولت به ترتیب ۰/۴۴، ۰/۲۱، ۰/۱۷، ۰/۸۷ و ۰/۶۷ درصد می‌باشد.

هدف اصلی از انجام تحقیق حاضر، به دست آوردن عامل اصلی تضعیف در محافظ‌ها یعنی μ/p می‌باشد. این شاخص با شبیه‌سازی نانوذره‌ی اکسید سه فلز بیسموت، تنگستن و قلع با درصد وزنی ۱۰ در پایه‌ی سیلیکونی و استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX به دست آمد. برای سه محافظ شرح داده شده، μ/p در هفت انرژی از ۲۰ تا ۱۴۰ کیلوالکترون ولت با فواصل ۲۰ کیلوالکترون ولت در جدول ۲ قابل مشاهده است.

$$1/\rho = \sum_i(t_i/\rho_i) \quad \text{رابطه‌ی ۲}$$

صحت مدل شبیه‌سازی شده‌ی Monte Carlo با مقایسه‌ی نتایج شبیه‌سازی MCNPX یک محافظ خالص سربی با داده‌های استاندارد همان محافظ از پایگاه NIST XCOM (National Institute of Standards and Technology, Maryland, USA) انجام گردید. این اطلاعات به دو صورت آنلاین و برنامه‌ی کامپیوتری قابل دستیابی است. در مطالعه‌ی حاضر، از برنامه‌ی کامپیوتری آن به نام WinXCom استفاده گردید که اختلاف ناچیزی با داده‌های آنلاین دارد. نتایج کد Monte Carlo با داده‌های استاندارد WinXCom در رابطه‌ی ۳ مقایسه شد که در آن، Diff اختلاف بین داده‌های WinXCom و Monte Carlo و μ_{mcpnx} و μ_{xcom} به ترتیب ضرایب تضعیف جرمی حاصل از اطلاعات WinXCom و Monte Carlo می‌باشد.

$$\text{Diff} = \left| \frac{\mu_{xcom} - \mu_{mcpnx}}{\mu_{xcom}} \right| \times 100 \quad \text{رابطه‌ی ۳}$$

یافته‌ها

کسر جرمی و چگالی محاسبه شده از طریق رابطه‌ی ۲ برای هر کدام از محافظ‌های بیسموت، تنگستن و قلع در جدول ۱ ارائه شده است. بیشترین و کمترین درصد اتم فلز به ترتیب مربوط به بیسموت و قلع

جدول ۱. ترکیب و چگالی سه محافظ به همراه کسر جرمی و کد مونت کارلو عناصر به کار رفته در هر محافظ

MCNPX ID	کسر جرمی	عناصر	چگالی (گرم بر سانتی‌متر مکعب)	ترکیب
۱۰۰۱/۶۰C	۰/۰۷۳۴۰	هیدروژن	۱/۲۳۸	۱۰ درصد وزنی اکسید بیسموت
۶۰۱۲/۶۰C	۰/۲۹۱۵۵	کربن		۹۰ درصد وزنی سیلیکون
۸۰۱۶/۶۰C	۰/۲۰۴۴۸	اکسیژن		
۱۴۰۲۸/۶۰C	۰/۳۴۰۸۷	سیلیسیم		
۸۳۲۰۹/۶۰C	۰/۰۸۹۷۰	بیسموت		
۱۰۰۱/۶۰C	۰/۰۷۳۴۰	هیدروژن	۱/۲۳۴	۱۰ درصد وزنی اکسید تنگستن
۶۰۱۲/۶۰C	۰/۲۹۱۵۵	کربن		۹۰ درصد وزنی سیلیکون
۸۰۱۶/۶۰C	۰/۲۱۴۸۸	اکسیژن		
۱۴۰۲۸/۶۰C	۰/۳۴۰۸۷	سیلیسیم		
۷۴۱۸۴/۶۰C	۰/۰۷۹۳۰	تنگستن		
۱۰۰۱/۶۰C	۰/۰۷۳۴۰	هیدروژن	۱/۲۳۳	۱۰ درصد وزنی اکسید قلع
۶۰۱۲/۶۰C	۰/۲۹۱۵۵	کربن		۹۰ درصد وزنی سیلیکون
۸۰۱۶/۶۰C	۰/۲۱۵۴۱	اکسیژن		
۱۴۰۲۸/۶۰C	۰/۳۴۰۸۷	سیلیسیم		
۵۰۱۱۹/۶۰C	۰/۰۷۸۷۷	قلع		

MCNPX: Monte Carlo N-Particle Transport Code

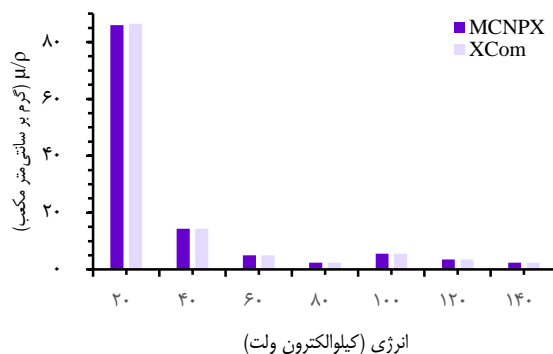
در WinXCom مولکول‌های اکسید فلز و زنجیره‌های سیلیکون به صورت مطلوبی در کنار هم قرار می‌گیرند. حالت مطلوب در این ترکیب، پخش یکنواخت و غیر متراکم نانوفلرها در میان سیلیکون می‌باشد، اما محافظ در Monte Carlo به صورت شبکه‌ای شبیه‌سازی شده است. مولکول‌های اکسید فلز به صورت توده‌های کروی منظم به شعاع ۵۰ نانومتر در ماتریسی از سیلیکون جای گرفته‌اند.

پژوهشی با هدف ساخت حفاظ کامپوزیتی با پلی‌ارتان برای پستان جهت استفاده در تصویربرداری CT Scan انجام شد. پودر بیسموت با غلظت ۱۰ درصد به زمینه‌ی دو محافظ با ضخامت ۱/۵ میلی‌متر افزوده شد و اطلاعات مربوط به دز و کیفیت تصاویر بررسی گردید. نتایج نشان دهنده‌ی کاهش بیشتر دز جذبی توسط محافظ یک میلی‌متری بود. با در نظر گرفتن عدد Hounsfield و نویز تصویر و همچنین، میزان کاهش پرتو، حفاظ بیسموت-پلی‌ارتان یک میلی‌متری کارایی بهتری داشت (۱۸).

Ahmed و همکاران در مطالعه‌ی خود از تنگستن ۶ درصد وزنی مختلف جهت بررسی ویژگی‌های حفاظتی به همراه ماتریس سیلیکونی استفاده کردند. بررسی فوتون‌های با انرژی ۶۶۲ کیلو‌الکترون ولت ساطع شده از یک چشمه‌ی سزیم-۱۳۷ انجام گرفت و اندازه‌گیری به وسیله‌ی آشکارساز سوسوزن انجام گردید. نتایج نشان داد که محافظ متشکل از ۸۸/۱ درصد وزنی تنگستن، بیشترین ضریب تضعیف با مقدار ۰/۱۰۳۵ سانتی‌متر مربع بر گرم را داشت. همچنین، استفاده از درصد وزنی بالا، به همان میزان ضریب تضعیف پرتو را افزایش می‌دهد. به دلیل افزایش واحد گرم بر سانتی‌متر مربع تنگستن در محافظ، سطح مقطع واکنش پرتو با آن افزایش می‌یابد و در نتیجه، ضریب تضعیف بیشتر می‌شود (۸).

آغاز و همکاران با بررسی میکروذرات و نانوذرات اکسید تنگستن در انرژی‌های مختلف دریافتند که اثر تضعیف پرتو در محافظ حاوی نانوذرات اکسید تنگستن در انرژی‌های کمتر از ۸۰ کیلو‌ولت، حدود ۳۴ درصد بیشتر از محافظ حاوی میکروذرات آن بود؛ در حالی که در انرژی ۱۰۰ کیلو‌ولت، محافظ نانوذره تنها حدود ۳ درصد تضعیف بیشتری را نسبت به محافظ میکروذره نشان داد و پاسخ دو محافظ تا حدودی مشابه هم بود (۱۹).

مقایسه تحقیقات Cho و همکاران (۲۰) و Aral و همکاران (۲۱) نشان داد که اگر به جای محافظ بیسموت که ۶۰ درصد وزن آن را میکروذرات بیسموت تشکیل می‌دهد، از محافظ بیسموت دارای نانوذرات بیسموت با درصد وزنی ۸۰ استفاده شود، در انرژی برابر ۱۰۰ کیلو‌ولت پیک تفاوت چشم‌گیری در تضعیف پرتوهای ایکس فرودی به وجود می‌آید. در واقع، محافظ حاوی میکروذرات بیسموت، توانایی کاهش ۳۶ درصد پرتوها را از خود نشان داد، اما



شکل ۱. تغییرات ضریب تضعیف جرمی شیلد خالص سربی بر اساس

اطلاعات شبیه‌سازی Monte Carlo N-Particle Transport Code

(MCNPX) و اطلاعات XCom در بازه‌ی انرژی ۲۰ تا ۱۴۰ کیلو‌الکترون ولت

بحث

در مطالعه‌ی حاضر با استفاده از نرم‌افزار شبیه‌سازی Monte Carlo کد MCNPX محافظ‌ها به صورت نانوذرات بیسموت، تنگستن و قلع شبیه‌سازی و میزان تضعیف برای آن‌ها در بازه‌ی انرژی ۲۰ تا ۱۴۰ کیلو‌الکترون ولت با گام‌های ۲۰ کیلو‌الکترون ولت محاسبه گردید. به دلیل این که لبه‌ی جذب این سه فلز داخل محدوده‌ی انرژی‌های تشخیصی می‌باشد، انتخاب شدند؛ چرا که هر عنصر می‌تواند انرژی‌های کمی بالاتر از لبه‌ی جذب خود را تضعیف کند. جهت اعتبارسنجی هندسه‌ی کد شبیه‌سازی، ضرایب تضعیف شیلد ۱۰۰ درصد سربی با اطلاعات استاندارد WinXCom مورد مقایسه قرار گرفت. با توجه به این که اختلاف بین داده‌های شبیه‌سازی و WinXCom کمتر از ۲ درصد بود، نتیجه گرفته شد که هندسه‌ی Monte Carlo قابل پیاده‌سازی می‌باشد. این قیاس فقط در مورد هندسه‌ی دو برنامه بود؛ چرا که به علت وجود تفاوت در نوع قرار گرفتن نانوفلرها در میان سیلیکون، امکان این مقایسه درباره‌ی ساختار خود محافظ شبیه‌سازی شده وجود نداشت.

جدول ۲. ضرایب تضعیف جرمی محافظ‌های بیسموت، تنگستن و قلع

اکسید شبیه‌سازی شده در انرژی‌های ۲۰ تا ۱۴۰ کیلو‌الکترون ولت

انرژی (کیلو‌الکترون ولت)	اکسید بیسموت	اکسید تنگستن	اکسید قلع
	μ/p (گرم بر سانتی‌متر مربع)		
۲۰	۶/۵۱۳	۵/۶۸۲	۳/۳۳۷
۴۰	۱/۵۳۳	۱/۱۳۴	۱/۸۱۰
۶۰	۰/۵۹۶	۰/۴۸۷	۰/۷۳۷
۸۰	۰/۳۵۴	۰/۷۲۴	۰/۳۹۵
۱۰۰	۰/۵۶۲	۰/۴۶۳	۰/۲۶۴
۱۲۰	۰/۳۸۰	۰/۳۴۰	۰/۲۱۹
۱۴۰	۰/۲۷۳	۰/۲۳۹	۰/۱۹۱

که بعد از لبه‌ی جذب آن قرار دارند، تضعیف بیشتری نسبت به دو محافظ دیگر نشان داد. محافظ حاوی تنگستن نیز تنها در انرژی ۸۰ کیلوکترن ولت از هر دو محافظ دیگر دارای ضریب تضعیف بیشتری می‌باشد؛ چرا که انرژی لبه‌ی جذب قلع از دو محافظ دیگر کمتر است، در انرژی‌های بعد از لبه‌ی جذب (۴۰ و ۶۰ کیلوکترن ولت) تضعیف بیشتری نسبت به دو محافظ دیگر دارد.

با توجه به مقایسه‌های انجام شده، محافظ بیسموت تضعیف بیشتری در انرژی‌های بالا، محافظ تنگستن در انرژی‌های میانی و قلع در بازه انرژی‌های پایین دارد. وجود اطلاعات تضعیف در انرژی‌های مختلف، امکان انتخاب نوع محافظ با توجه به انرژی مورد استفاده در عمل را می‌دهد. برای نمونه در آزمایش‌های تشخیصی با دستگاه CT Scan، اغلب پروتوها در محدوده‌ی انرژی‌های بالا قرار دارند. در این صورت، استفاده از محافظ بیسموت برای تضعیف پروتوهای با انرژی بالا، مناسب‌تر از دو محافظ دیگر است. اگر تضعیف انرژی‌های پایین‌تر مورد نظر باشد، استفاده از محافظ تنگستن و قلع مناسب به نظر می‌رسد.

نتیجه‌گیری

در نهایت، اگر تضعیف یک بازه‌ی وسیع‌تر انرژی از پروتوها مد نظر باشد، می‌توان از دو محافظ بهره برد. به عنوان مثال، در صورت افزودن محافظ تنگستن بر روی محافظ بیسموت، علاوه بر تضعیف پروتوهای با انرژی بالاتر از لبه‌ی جذب بیسموت، انرژی‌های بالاتر از لبه‌ی جذب تنگستن نیز تضعیف می‌شود. در این حالت، یک تضعیف بیشینه بین دو لبه‌ی جذب به وجود خواهد آمد که پنجره‌ی تضعیف نامیده می‌شود.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان‌نامه‌ی مقطع کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی با شماره‌ی ۳۹۸۸۱۶، مصوب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد که قسمتی از آن در شرکت کاوشگران نوین و ایده‌گستران فردا واقع در مرکز رشد فن‌آوری تجهیزات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز انجام شد.

محافظ حاوی نانوذرات بیسموت توانایی تضعیف بالاتری داشت و حدود ۷۰ درصد پروتوها را تضعیف کرد (۲۱-۲۰).

در محافظ‌ها با افزایش انرژی، μ/p کاهش پیدا می‌کند (جدول ۲). تضعیف در انرژی ۲۰ کیلوکترن ولت از سایر انرژی‌ها بسیار بیشتر است. μ/p هنگام افزایش انرژی از ۲۰ به ۴۰ کیلوکترن ولت و انرژی‌های بیشتر، به شدت افت می‌کند. بنابراین، کمترین μ/p در هر سه محافظ در انرژی ۱۴۰ کیلوکترن ولت می‌باشد. این کاهش μ/p پیوسته نیست و در انرژی‌های میانی جهشی انجام شده است. این افزایش ناگهانی تضعیف بعد از انرژی لبه‌ی جذب K فلز اتفاق افتاده است. لبه‌ی جذب بیسموت، ۹۰ کیلوکترن ولت می‌باشد. افزایش μ/p در اولین انرژی بعد از لبه‌ی جذب (۱۰۰ کیلوکترن ولت) قابل مشاهده است که از ۰/۳۵۴ در انرژی ۸۰ کیلوکترن ولت به ۰/۵۶۲ سانتی‌متر مربع در گرم در انرژی ۱۰۰ کیلوکترن ولت رسیده است. در محافظ تنگستن، افزایش μ/p در انرژی ۸۰ کیلوکترن ولت قابل مشاهده است؛ چرا که انرژی لبه‌ی جذب تنگستن ۶۹ کیلوکترن ولت می‌باشد. در محافظ قلع با لبه‌ی جذب ۲۹ کیلوکترن ولت، این افزایش ناگهانی μ/p که انتظار می‌رفت در انرژی ۴۰ کیلوکترن ولت اتفاق بیافتد، مشاهده نشد. این جهش مورد انتظار به دلیل عدم پیوستگی میان تک انرژی‌ها ناپدید گشت و در نتیجه، اثر آن در تعدیل شدت کاهش μ/p از انرژی ۲۰ به ۴۰ کیلوکترن ولت نسبت به سایر محافظ‌ها قابل مشاهده است.

در انرژی‌های پس از لبه‌های جذب سه محافظ، نزول μ/p با شیب ملایمی ادامه پیدا کرد. علت این نوع تغییر به میزان وقوع دو اندرکنش جذب فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون در بازه‌ی انرژی ۲۰ تا ۱۴۰ کیلوکترن ولت ربط دارد. در انرژی‌های پایین‌تر، علت عمده‌ی تضعیف پروتو به علت واکنش فوتوالکتریک است؛ به طوری که در انرژی‌های ۲۰ و ۴۰ کیلوکترن ولت اندرکنش غالب فوتوالکتریک می‌باشد. با افزایش انرژی، سهم پراکندگی کامپتون در اندرکنش فوتون با ماده بیشتر می‌شود و در نتیجه، ضریب تضعیف کاهش می‌یابد. محافظ بیسموت در انرژی‌های ۱۰۰، ۱۲۰ و ۱۴۰ کیلوکترن ولت

References

- Shamsuddin Z, Taat Z, Johar SM. A study on effective dose to patients and workers during diagnostic X-ray procedure in UTHM health centre. J Sci Technol 2018; 10(2): 196-200.
- Lawrence S, Seeram E. The current use and effectiveness of bismuth shielding in computed tomography: A systematic review. Radiology 2017; 2(1): 7-16.
- Spampinato S, Gueli AM, Milone P, Raffaele LA. Dosimetric changes with computed tomography automatic tube-current modulation techniques. Radiol Phys Technol 2018; 11(2): 184-91.
- Inkoom S, Papadakis Ae, Raissaki M, Perisinakis K, Schandorf C, Fletcher JJ, et al. Paediatric neck multidetector computed tomography: The effect of bismuth shielding on thyroid dose and image quality. Radiat Prot Dosimetry 2017; 173(4): 361-73.
- Mehnati P, Malekzadeh R, Sooteh MY. Use of bismuth shield for protection of superficial radiosensitive organs in patients undergoing computed tomography: A literature review and meta-analysis. Radiol Phys Technol 2019; 12(1): 6-25.
- Mansouri E, Mesbahi A, Malekzadeh R, Mansouri A. Shielding characteristics of nanocomposites for

- protection against X- and gamma rays in medical applications: effect of particle size, photon energy and nano-particle concentration. *Radiat Environ Biophys* 2020; 59(4): 583-600.
7. Chang KH, Lee W, Choo DM, Lee CS, Kim Y. Dose reduction in CT using bismuth shielding: Measurements and Monte Carlo simulations. *Radiat Prot Dosimetry* 2010; 138(4): 382-8.
 8. Ahmed B, Shah GB, Malik AH, Aurangzeb, Rizwan M. Gamma-ray shielding characteristics of flexible silicone tungsten composites. *Appl Radiat Isot* 2020; 155: 108901.
 9. Keshtkar M, Saba V, Mosleh-Shirazi MA. Application of different methods for reducing radiation dose to breast during MDCT. *J Biomed Phys Eng* 2018; 8(4): 341-6.
 10. Hopper KD, King SH, Lobell ME, TenHave TR, Weaver JS. The breast: In-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT--shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology* 1997; 205(3): 853-8.
 11. Li Q, Wei Q, Zheng W, Zheng Y, Okosi N, Wang Z, et al. enhanced radiation shielding with conformal light-weight nanoparticle-polymer composite. *ACS Appl Mater Interfaces* 2018; 10(41): 35510-5.
 12. Chen S, Nambiar S, Li Z, Osei E, Darko J, Zheng W, et al. Bismuth oxide-based nanocomposite for high-energy electron radiation shielding. *J Mater Sci* (2019) 54:3023-3034 2019; 54.
 13. Mehnati P, Malekzadeh R, Divband B, Yousefi Sooteh M. Assessment of the effect of nano composite shield on radiation risk prevention to breast during computed tomography. *Iran J Radiol* 2020; 17(1): e96002.
 14. Kim CG. The development of bismuth shielding to protect the thyroid gland in radiations environment. *Indian J Sci Technol* 2016; 9(25): 1-6.
 15. Mortazavi SMJ, Zahiri A, Shahbazi-Gahrouei D, Sina S, Haghani M. Designing a shield with lead-free polymer base with high radiation protection for X-ray photons in the range of diagnostic radiology using monte carlo simulation code MCNP5. *J Isfahan Med Sch* 2016; 34(385): 637-41. [In Persian].
 16. Parvaresh R, Haghparast A, Khoshgard K, Jalili M, Eivazi MT, Ghorbani M. An investigation to determine an optimum protective garment material in nuclear medicine. *J Biomed Phys Eng* 2018; 8(4): 381-92.
 17. Malekzadeh R, Sadeghi Zali V, Jahanbakhsh O, Okutan M, Mesbahi A. The preparation and characterization of silicon-based composites doped with BaSO₄, WO₃, and PbO nanoparticles for shielding applications in PET and nuclear medicine facilities. *Nanomed J* 2020; 7(4): 324-34.
 18. Mehnati P, Yousefi Sooteh M, Malekzadeh R, Divband B, Refahi S. Breast conservation from radiation damage by using nano bismuth shields in chest computed tomography scan. *Iran Red Crescent Med J* 2019; 6(1): 46-50. [In Persian].
 19. Aghaz A, Faghihi R, Mortazavi SMJ, Haghparast A, Mehdizadeh S, Sina S. Radiation attenuation properties of shields containing micro and Nano WO₃ in diagnostic X-ray energy range. *Int J Radiat Res* 2016; 14(2): 127-31.
 20. Cho JH, Kim MS, Rhim JD. Comparison of radiation shielding ratios of nano-sized bismuth trioxide and molybdenum. *Radiat Eff Defects Solids* 2015; 170 (7-8): 651-8.
 21. Aral N, Nergis B, Candan C. An alternative X-ray shielding material based on coated textiles. *Text Res J* 2015; 86(8): 803-11.

The Effectiveness of Silicone-Based Non-Lead Nanoparticles for Radiation Protection of Patients in Diagnostic Radiology by Monte Carlo Simulation

Seyfollah Asadpour-Moghaddam¹, Reza Malekzadeh², Soheila Refahi³, Parinaz Mehnati⁴, Ahmad Shanei⁵

Original Article

Abstract

Background: Using computed tomography (CT) scan may cause complications in the eye lens, thyroid gland, and breasts. One of the radiation protection methods to protect patients from unnecessary and unintended exposures is utilizing non-lead shields in CT-scan tests. Before designing and using these shields, it is necessary to study their performance by a simulation.

Methods: Bismuth, tungsten, and tin with absorption edges in diagnostic radiology energy ranges were selected for this research. Each of the metals along with the silicon was used as building blocks in the Monte Carlo simulation. To determine the mass attenuation coefficient of the samples, the beam was simulated as single energy. The energy range was selected according to the common imaging tests in diagnostic laboratories from 20 to 140 keV with 20 keV steps. The flat photon source with a radius of 5 mm was placed at the origin of the geometry. Information obtained from the simulation could specify that the shield had the most attenuation coefficient at which energies.

Findings: The shield containing 10% bismuth and 90% silicon showed more attenuation in the energies above 100 keV. Tungsten and tin shields also showed greater attenuation at medium and low energies.

Conclusion: By using the effect of attenuation window and selecting proper percentage and metal for the energy applied in diagnostic radiology, patients can be protected from radiation exposure to radiosensitive superficial organs.

Keywords: Radiation protection; Computed tomography; Monte Carlo simulation; Bismuth

Citation: Asadpour-Moghaddam S, Malekzadeh R, Refahi S, Mehnati P, Shanei A. **The Effectiveness of Silicone-Based Non-Lead Nanoparticles for Radiation Protection of Patients in Diagnostic Radiology by Monte Carlo Simulation.** J Isfahan Med Sch 2022; 39(649): 860-6.

1- Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Department of Medical Physics, School of Medicine, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

3- Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Ardabil University of Medical Sciences, Ardabil, Iran

4- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

5- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Ahmad Shanei, Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran; Email: shanei@med.mui.ac.ir