

ارزیابی تأثیر استفاده از حفاظ‌های کامپوزیتی پلی‌اورتان در کاهش خطر القای آب مروارید در تصویربرداری سی تی اسکن سر

پریسا اخلاقی^۱، عطیه ابراهیمی خانکوک^{۲*}، علیرضا وجدانی نقره‌ئیان^۲ و کیهاندخت کریمی شهری^۳

^۱ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، آذربایجان شرقی، ایران.

^۲ گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه نیشابور، نیشابور، خراسان رضوی، ایران.

^۳ گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه بیرجند، بیرجند، خراسان جنوبی، ایران.

* خراسان رضوی، نیشابور، دانشگاه نیشابور، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کدپستی: ۹۳۱۹۷۷۴۴۰۰

پست الکترونیکی: ebrahimi@neyshabur.ac.ir

چکیده

تصویربرداری سی تی از سر یکی از روش‌های معمول تشخیصی می‌باشد که می‌تواند باعث کدورت عدسی و القای آب مروارید شود. القای آب مروارید از اثرات قطعی پرتو است که در اثر پرتوگیری ناحیه حساس عدسی با آستانه دز ۰/۵ Gy اتفاق می‌افتد. اخیراً میزان دز رسیده به نواحی مختلف چشم در تصویربرداری سی تی ناحیه سر برآورد شده است. در این پژوهش تأثیر استفاده از حفاظ بیسموت-پلی‌اورتان بر کاهش شار و افت دز اجزای چشم بررسی می‌شود. برای این منظور از مدل چشم با آناتومی واقعی استفاده شده است. پس از جایگذاری مدل درون سر فانتوم مرد بزرگسال ICRP، پرتوگیری تشخیصی سی تی توسط کد مونت کارلو MCNPX با سه ولتاژ ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ kVp شبیه‌سازی شده و دز و شار حجمی رسیده به نواحی مختلف چشم بدون حفاظ و با حفاظ بیسموت پلی‌اورتان با غلظت‌های مختلف محاسبه گردید. در نهایت با بررسی نتایج به دست آمده و در نظر گرفتن سایر ملاحظات، حفاظ بیسموت پلی‌اورتان با غلظت ۲۰٪ به عنوان انتخابی مناسب معرفی شد. نتایج نشان می‌دهد با استفاده از این حفاظ، در ولتاژ ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ kVp دز اجزای چشم به ترتیب تا حدود ۷۰، ۶۵ و ۶۰ درصد کاهش می‌یابد.

کلیدواژگان: تصویربرداری سی تی، مدل چشم، دزسنجی، آب مروارید، حفاظ کامپوزیتی پلی‌اورتان.

۱. مقدمه

دیابت و یا ضربه خارجی اشاره کرد. عامل مهم دیگر پرتوگیری چشم است که موجب آسیب سلول‌های عدسی و القای آب مروارید می‌شود [۲]. کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر پرتوها (ICRP)، به منظور کنترل آسیب‌های ناشی از

آب مروارید یکی از بیماری‌های رایج چشم است که در اثر بروز آن، عدسی چشم کدر شده و این کدورت در نهایت منجر به تاری چشم و کاهش قدرت بینایی فرد می‌شود [۱]. عوامل مختلفی می‌توانند در شکل‌گیری این بیماری مؤثر باشند. از جمله این عوامل می‌توان به افزایش سن و بیماری‌هایی نظیر

¹ International Commission on Radiological Protection

پرتو، توصیه‌نامه‌هایی در زمینه میزان دز مؤثر مجاز سالانه افراد عادی و پرتوکاران و آستانه دز آسیب‌های قطعی پرتو ارائه نموده که به صورت دوره‌ای بروزرسانی می‌گردد [۳، ۴]. مشاهدات بالینی درخصوص چشم بر روی حیوانات نشان می‌دهد که القای آب مروارید در مواردی بدون آستانه یا با آستانه دز بسیار پایینی اتفاق می‌افتد [۵]. با این وجود، برطبق آخرین توصیه‌نامه این کمیته، میزان دز آستانه آسیب قطعی عدسی برای القای آب مروارید 0.5 Gy و میانگین دز مجاز سالانه 20 mGy گزارش شد [۵]. به علاوه براساس مطالعات اخیر اگر چه عدسی به عنوان یکی از حساس‌ترین نقاط چشم شناخته می‌شود، اما پرتوگیری سایر قسمت‌های چشم می‌تواند منجر به بروز آسیب‌های دیگری از جمله شکل‌گیری توده‌های سرطانی در نواحی صلبیه، مشیمیه و شبکیه و بیماری‌هایی از قبیل رتینابلاستوما^۱ شود [۶].

تصویربرداری سی‌تی‌اسکن از میدان‌های تابشی حائز اهمیت در پرتوگیری تشخیصی به شمار می‌آید. به خصوص برای بیمارانی که تحت سی‌تی‌اسکن سر قرار می‌گیرند، اندام‌های سطحی نظیر چشم به شدت در معرض پرتو خواهد بود. بنابراین کاهش دز ناشی از سی‌تی برای کمینه کردن اثرات تصادفی و اثرات قطعی دز الزامی است.

به غیر از بهینه کردن پارامترهای سی‌تی که در کاهش دز مؤثر هستند، یک روش مناسب برای کمینه کردن میزان دز دریافتی، استفاده از حفاظ و حذف انرژی‌هایی از طیف اشعه ایکس است که نه تنها در ایجاد تصویر نقش ندارند بلکه دز تابشی را افزایش می‌دهند [۷]. انتخاب حفاظ باید به گونه‌ای صورت بگیرد که ضریب تضعیف بزرگی در بازه انرژی تشخیصی داشته باشد، تا هم ضخامت مورد نیاز برای رسیدن به دز دلخواه را کم کند و هم نوفه‌های تصویر را کاهش دهد. از طرفی دیگر، حفاظ انتخابی باید سبک بوده و برای راحتی

بیمار مشکلی ایجاد نکند [۸]. بر این اساس در اولین نگاه، فلزاتی با عدد اتمی بالا انتخاب مناسبی برای حفاظ به نظر می‌رسند.

تاکنون مطالعات تجربی متعددی در خصوص نقش حفاظ‌های فلزی نظیر سرب و بیسموت در کاهش دز اندام‌های سطحی صورت گرفته است [۹-۱۲]. با این وجود در اغلب این تحقیقات از فانتوم‌های ساده فیزیکی استفاده شده است که برآورد تقریبی از دز را فراهم می‌کنند. نتایج این تحقیقات علاوه بر تایید قابلیت مناسب حفاظ‌های فلزی در کاهش دز، نشان دادند که استفاده از این حفاظ‌ها تأثیر چندانی در کیفیت تصویر ندارد. با این وجود فاکتورهای دیگری مانند وزن، قیمت، سمیت و دوام نیز در انتخاب بسیار حائز اهمیت است [۱۰].

در سال‌های اخیر توانایی نسبتاً خوب حفاظ‌های کامپوزیتی در تضعیف پرتوهای ایکس، وزن کم، غیرسمی و انعطاف‌پذیر بودن آن‌ها سبب شده که این حفاظ‌ها به عنوان جایگزینی مناسب برای حفاظ‌های فلزی معرفی شوند. از طرفی قیمت تمام شده این حفاظ‌ها بسیار کمتر از حفاظ‌های فلزی است و در نتیجه صرفه اقتصادی بیشتری نیز دارند [۱۱]. از جمله این بررسی‌ها می‌توان به مطالعه تأثیر استفاده از حفاظ کامپوزیتی پلی‌اورتان و ۵٪ بیسموت بر روی کیفیت تصویر در تصویربرداری قفسه‌سینه اشاره کرد که در آن اندازه‌گیری اولیه با دزیمتر ترمولومینسانس^۲ نشان‌دهنده کاهش مناسب دز سینه، بدون تغییر چشمگیر اعداد سی‌تی بود [۱۲].

با توجه به گزارش ۱۲۱ مجله ICRP، استفاده استاندارد از حفاظ مناسب یکی از ملزومات شیوه تصویربرداری خوب است [۱۳]. از طرف دیگر در گزارش ۱۱۸ همین مجله ذکر شده است که با افزایش تعداد پرتوهای تشخیصی به بیشتر از ۱۰، خطر وقوع آب مروارید به طور قابل توجهی افزایش

² Thermoluminescence

¹ Retinablastoma

۲. روش محاسبات

۱،۲. خصوصیات مدل چشم

مدل استفاده شده در این پژوهش در سال ۲۰۱۱ توسط نوگیرا و همکارانش و براساس داده‌های بیولوژیکی ارائه شده توسط مریام^۳ و ورگول^۴ توسعه داده شده است [۱۹،۲۴]. این مدل که بر پایه آناتومی واقعی چشم طراحی شده، شامل بخش‌هایی از قبیل قرنیه، اتاقک قدامی، زجاجیه، صلبیه، مشیمیه، شبکیه، عدسی و پلک می‌باشد. همچنین جمعیت‌های سلولی مختلفی از جمله ناحیه تکثیر در ناحیه اپیتلیوم عدسی این مدل شبیه‌سازی شده‌اند که امکان تخمین دز جذبی ناحیه حساس به پرتو عدسی را نیز فراهم می‌کند.

به منظور در نظر گرفتن اثرات پراکندگی از بافت اطراف چشم، پس از بازسازی مدل با استفاده از اطلاعات گزارش شده توسط نوگیرا و همکاران، این مدل ریاضی درون فانتوم وکسل مرد بزرگسال مرجعی که در سال ۲۰۰۹ توسط کمیته ICRP معرفی شده است، جایگذاری شد [۲۵]. برای این منظور، پیش از بازسازی، با توجه به جهت فانتوم مرجع مرد بزرگسال، ماتریس دوران مناسب به معادلات ریاضی مدل اعمال گردید. سپس با انتقال مرکز مدل نوگیرا به مرکز چشم در سر فانتوم، حذف پوست اضافی در پشت مدل نوگیرا و تعریف مخروط‌هایی که حفره اطراف چشم‌ها را مشخص می‌کنند، جایگذاری کامل گردید [۲۳].

شکل ۱ هندسه مدل چشم به کار رفته در این پژوهش را در بیرون و درون فانتوم وکسل مرد بزرگسال نشان می‌دهد. همچنین درصد وزنی عناصر موجود در بافت بخش‌های مختلف چشم که به همراه چگالی آن‌ها از گزارش شماره ۱۳۰ NCRP استخراج شده، در جدول ۱ آمده است [۲۶].

می‌یابد. دز آستانه برای القای آب مروارید ۰/۵ Gy می‌باشد و برای نگه داشتن دز در زیر سطح آستانه شرایط پرتودهی باید بهینه شود [۱۴].

هدف از این پژوهش بررسی اثر حفاظ کامپوزیتی پلی‌اورتان با درصدهای مختلف بیسموت بر کاهش دز اجزای مختلف چشم در تصویربرداری سی تی است. از آن جایی که اندازه‌گیری دقیق دز رسیده به بخش‌های مختلف چشم و به خصوص عدسی آن عملاً میسر نیست، استفاده از مدلی مناسب با جزئیات دقیق آناتومی و به کارگیری کدهای مونت‌کارلو می‌تواند کمک بسزایی به تخمین آسیب پرتو در پرتوگیری‌های مختلف محیطی، شغلی و پزشکی داشته باشد.

از این‌رو، تاکنون مطالعات متعددی با هدف طراحی مدل دقیق و جزیی چشم جهت انجام محاسبات دزسنجی صورت گرفته است [۱۸-۱۵]. در میان مدل‌های طراحی شده برای این منظور، مدل ارائه شده توسط نوگیرا^۱ و همکارانش از دقت آناتومی بسیار بالایی برخوردار است. در این مدل که براساس هندسه واقعی چشم شبیه‌سازی شده است، هشت بخش از ساختار داخلی چشم متمایز شده است. به علاوه، با در نظر گرفتن جزئیات عدسی، جمعیت سلولی مربوط به ناحیه تکثیر^۲ (GZ)، به‌عنوان حساس‌ترین بخش عدسی نسبت به پرتو معرفی شده است [۱۹]. تاکنون از این مدل برای محاسبات دزسنجی و تخمین احتمال القای آب مروارید بسیار استفاده شده است [۲۳-۲۰].

از آن جایی که امکان دقیق اندازه‌گیری دز در ناحیه حساس عدسی وجود ندارد و از طرفی چنین حفاظی تاکنون به این منظور طراحی نشده است، این پژوهش یک مطالعه امکان‌سنجی است که به بررسی تأثیر به کار بردن حفاظ کامپوزیتی در کاهش خطر القای آب مروارید می‌پردازد.

³ Merriam

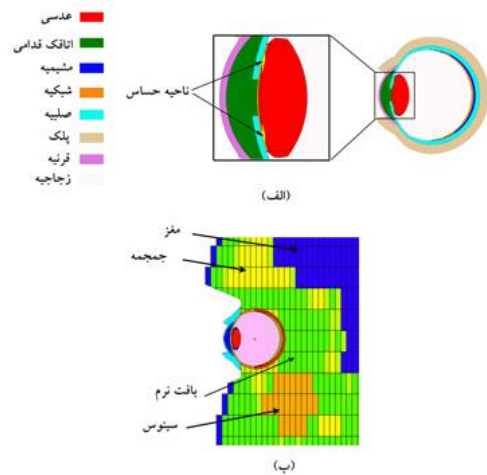
⁴ Worgul

¹ Nogueira

² Germinative Zone

خواص مکانیکی حفاظ می‌شود. در این حفاظ‌ها بیسموت و سرب به صورت همگن در حجم زمینه پخش می‌شوند که این ویژگی باعث می‌شود تا علاوه بر تاثیرگذاری خوب در تضعیف پرتوهای ایکس، حفاظ از استحکام و انعطاف‌پذیری بالایی برخوردار بوده و در طولانی مدت دچار شکستگی و ترک نشود [۲۷-۲۹].

در این پژوهش برای اطمینان از ویژگی‌های حفاظتی مناسب بیسموت در مقایسه با سرب، ابتدا بررسی ساده‌ای روی میزان دز دریافتی توسط نواحی مختلف چشم با استفاده از حفاظ فلزی سرب و بیسموت صورت گرفت. پس از اطمینان از این که بیسموت نیز تا حد خوبی می‌تواند مانند سرب نقش حفاظتی ایفا کند و با توجه به این که استفاده از حفاظ‌های خالص فلزی به دلیل قیمت تمام شده بالا، وزن زیاد و انعطاف‌پذیری کم چندان مناسب نیستند، بررسی دقیق‌تری بر روی حفاظ بیسموت-پلی‌اورتان با درصدهای مختلف پودر فلز صورت گرفت.



شکل (۱): هندسه مدل چشم استفاده شده الف) بیرون و ب) درون فانتوم مرد بزرگسال.

۲.۲. خصوصیات حفاظ

محافظ‌های کامپوزیتی از طریق مخلوط کردن پودر فلزاتی نظیر بیسموت یا سرب با ماده زمینه‌ای نظیر پلی‌اورتان تهیه می‌شوند. به دلیل پایین بودن عدد اتمی ماده زمینه، تضعیف پرتوها در آن بسیار کم بوده و استفاده از آن فقط باعث بهبود

جدول (۱): درصد وزنی عناصر بافت بخش‌های مختلف چشم [۲۶].

عنوان بخش	چگالی	درصد وزنی (%)								
		هیدروژن	کربن	نیتروژن	اکسیژن	سدیم	فسفر	گوگرد	کلر	پتاسیم
پلک	۱/۰۹	۱۰/۰	۱۹/۹	۴/۲	۶۵/۰	۰/۲	۰/۱	۰/۲	۰/۳	۰/۱
عدسی	۱/۰۷	۹/۶	۱۹/۵	۵/۷	۶۴/۹	۰/۱	۰/۱	۰/۳	۰/۱	-
اتاقک قدامی	۱/۰۰	۱۱/۲	-	-	۸۸/۸	-	-	-	-	-
صلبیه	۱/۰۷	۱۰/۰	۱۴/۶	۴/۵	۷۰/۶	-	-	۰/۳	-	-
شبکیه و مشیمیه	۱/۰۷	۱۰/۰	۱۴/۶	۴/۵	۷۰/۶	-	-	۰/۳	-	-
زجاجیه	۱/۰۰	۱۱/۲	-	-	۸۸/۸	-	-	-	-	-
قرنیه	۱/۰۶	۱۰/۳	۱۰/۹	۳/۵	۷۵/۱	-	-	۰/۲	-	-

تا ۲۵٪ تغییر داده شد [۱۲]. حفاظ به صورت یک بیضی‌گون با قطر بزرگ ۲۴/۱۴ cm و قطر کوچک ۱۸/۳۸ cm و به گونه‌ای تعریف شده است که اندام سطحی مورد نظر را پوشانده و از عرض فانتوم نیز بیشتر نمی‌باشد.

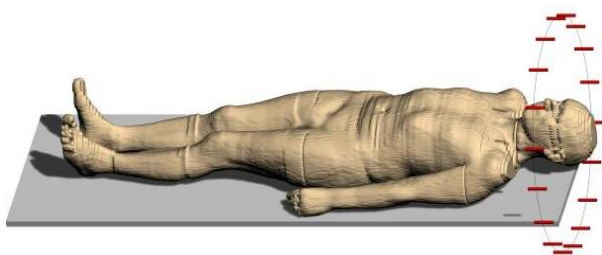
در این بررسی، ضخامت کامپوزیت بیسموت-پلی‌اورتانی شبیه‌سازی شده برابر با ۱ cm در نظر گرفته شد و درصد پودر بیسموت که به صورت همگن به پلی‌اورتان با فرمول شیمیایی $C_{10}H_{11}N_2O$ و چگالی 1.05 g.cm^{-3} اضافه گردید، بین ۵٪

۳,۲. شبیه‌سازی مونت کارلو

کلیه شبیه‌سازی‌ها با استفاده از کد MCNPX2.6.0 و برای دستگاه Siemens SOMATOM Sensation 16 صورت گرفته است [۳۰]. این دستگاه دارای یک باریکه مخروطی با زاویه 52° و فاصله کانون تا محور 57 cm می‌باشد. روش‌های مختلفی برای تعریف چشمه وجود دارد به طوری که می‌توان از چشمه‌های استاندارد کد استفاده کرد یا زیرروال چشمه را اصلاح نمود. در روش معمول که توسط خورشید^۱ و همکاران معرفی شده است تعداد ۱۸ چشمه نقطه‌ای تعریف می‌شود که هر کدام یک باریکه مدادی شکل را در برمی‌گیرند [۳۱]. با توجه به مدل معرفی شده توسط خورشید و همکاران، چشمه اشعه ایکس به شکل استوانه‌هایی با طول 1 cm (ابعاد موازی‌ساز) روی دایره‌ای اطراف فانتوم در نظر گرفته شدند که با گسیل اشعه ایکس از این چشمه‌ها پرتو دهی فانتوم در هر مقطع^۲ انجام می‌شود.

از کنار هم قرار دادن تصاویر این مقاطع، تصویر تمام طول موردنظر تحت تصویربرداری ایجاد می‌شود. برای هر مقطع مکان هر چشمه به طور تصادفی از تعدادی چشمه خطی به طول 1 cm ، موازی با محور چرخش دستگاه سی‌تی، واقع روی یک دایره با شعاعی برابر با فاصله کانون تا محور دستگاه نمونه برداری می‌شود. فوتون‌هایی که در فانتوم ترابرد می‌شوند اساساً ناشی از یک باریکه مخروطی شکل از هر یک از چشمه‌ها هستند که این باریکه به سمت فانتوم موازی شده است و دو ضلع موازی آن 1 cm فاصله دارند. بنابراین، برای مدل‌سازی هندسه دستگاه، ۱۸ چشمه خطی به طول 1 cm واقع بر دایره‌ای با شعاعی برابر با فاصله کانون تا محور (57 cm) و موازی با محور چرخش دستگاه سی‌تی، در نظر گرفته شده است. همچنین برای ایجاد شکل خاص باریکه

ایکس خروجی، در سراسر چرخش 360° تیوب اشعه ایکس، فوتون‌ها به صورت عمود بر هر چشمه خطی گسیل شدند [۳۱]. در شکل ۲ هندسه شبیه‌سازی شده در کد مونت کارلو نمایش داده شده است.



شکل (۲): چشمه‌های خطی تعبیه شده در دور سر فانتوم.

برای تعیین خصوصیات دز تابشی یک دستگاه سی‌تی خاص از شاخص دز سی‌تی (CTDI) استفاده می‌شود که دز جذبی میانگین در راستای محور Z از یک سری تابش‌های پیوسته را نمایش می‌دهد. برای تخمین مقادیر دز در تصویربرداری سر، اندازه‌گیری‌ها با یک اتاقک یونیزاسیون به طول 100 mm در فانتوم استاندارد شده استوانه‌ای با ضخامت 16 cm و از جنس پلکسی گلس انجام می‌شود. برای بیان تغییرات CTDI در میدان دید، CTDI وزنی ($CTDI_w$) معرفی شده است که به صورت مجموع یک سوم مقدار دز در مرکز فانتوم و دو سوم مقدار میانگین دز در محیط فانتوم اندازه‌گیری می‌شود.

برای تأیید مدل شبیه‌سازی سی‌تی، دز نقطه‌ای در مرکز و ساعت‌های ۱۲، ۳ و ۶ از فانتوم CTDI و مقدار CTDI وزنی ($CTDI_w$) در هر سه ولتاژ معمول دستگاه محاسبه شد و با مقادیر اندازه‌گیری شده توسط محققان دیگر مقایسه شد. برای مقایسه نتایج، فانتوم CTDI به صورت استوانه‌ای با ضخامت 16 cm با طول 15 cm از جنس پلکسی گلس با چگالی $1/19\text{ g.cm}^{-3}$ شبیه‌سازی شد. اتاقک یونی به صورت سه استوانه هم محور با طول 10 cm نیز مدل‌سازی شد. داخلی‌ترین استوانه با ضخامت $6/7\text{ mm}$ به عنوان حجم فعالی از جنس هوا و استوانه دوم با ضخامت $10/2\text{ mm}$ (دیواره

¹ Khursheed

² Slice

یک رایانه شخصی با پردازنده ۳/۰۶ گیگاهرتز ۷ هسته‌ای انجام شده است.

۳. نتایج

مقدار $CTDI_w$ برای فانتوم سر و در ولتاژهای ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ kVp به ترتیب ۶/۲، ۱۱/۶ و ۱۶/۴ mGy به دست آمد. بیشینه اختلاف بین مقادیر $CTDI$ با مقادیر گزارش لی^۱ و همکارانش ۹٪ بود [۳۳]. از طرف دیگر، حداکثر اختلاف ۵٪ بین نتایج اندازه‌گیری و شبیه‌سازی $CTDI$ در نقاط مختلف فانتوم به دست آمد. به عنوان مثال، مقدار اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی شده $CTDI$ در ساعت ۱۲ فانتوم در ولتاژ ۸۰ kVp برابر با ۶/۸۳ mGy و ۶/۵۳ mGy به دست آمد.

جدول ۲ مقایسه‌ای بین درصد کاهش دز در اجزای مختلف چشم در حضور حفاظ‌های سرب و بیسموت را نشان می‌دهد. همان‌گونه که نتایج نشان می‌دهد، اثر حفاظتی بیسموت قابل مقایسه با حفاظ سربی است. از این رو با توجه به غیرسمی بودن بیسموت، این نوع فلز می‌تواند انتخاب بهتری برای استفاده در حفاظ‌های کامپوزیتی مورد نظر باشد.

جدول ۲: درصد کاهش دز در اجزای مختلف چشم با استفاده از

حفاظ‌های فلزی سرب و بیسموت در ولتاژ ۱۲۰ kVp.

نوع حفاظ		عنوان بخش
حفاظ بیسموت	حفاظ سرب	
۷۶/۴۱	۷۷/۰۹	عدسی
۷۱/۲۶	۷۱/۸۵	زجاجیه
۶۷/۴۰	۶۷/۹۸	شبکیه
۶۷/۰۰	۶۷/۵۸	مشیمیه
۶۹/۱۷	۶۹/۷۶	صلبیه
۷۷/۶۹	۷۸/۳۰	اتاقک قدامی
۷۷/۴۱	۷۸/۰۰	قرنیه

اتاقک) از جنس ماده معادل هوا و با چگالی برابر^۳ ۱/۷۶ g.cm و در نهایت استوانه سوم با ضخامت ۱۳/۷ mm از جنس پلاستیک پلی‌استال و با چگالی^۳ ۱/۴۳ g.cm در نظر گرفته شد [۳۲].

به منظور محاسبه دز جذبی در نواحی مختلف چشم، در تمامی برنامه‌ها فوتون و الکترون ترابرد شده و از تالی *F8:e استفاده شد. خروجی این تالی انرژی جایگذاری شده از الکترون در هر سلول است که با تقسیم کردن آن بر جرم، میزان دز رسیده به سلول را مشخص می‌کند [۵]. داده‌های سطح مقطع از کتابخانه ENDFVII انتخاب شده است.

از آنجایی که پس از ترابرد دو میلیارد ذره خطای تالی مورد نظر در نواحی مختلف چشم بالاخص ناحیه حساس که ابعاد بسیار کوچکی دارد تا حد قابل قبولی پایین نیامد، با استفاده از کارت DCBN هر برنامه ۶ بار با استفاده از اعداد تصادفی مختلف تا دو میلیارد ذره اجرا گردید. در نهایت دز هر سلول با میانگین‌گیری بین خروجی بدست آمده از برنامه‌های مختلف حاصل گردید. به این ترتیب خطای دز تمامی اجزای چشم به کمتر از ۱٪ رسید.

استثناء مهم در این خصوص ناحیه حساس عدسی و شبکیه هستند که در بدترین حالت خطای آن‌ها حدود ۵٪ می‌باشد. از طرف دیگر، برای مطالعه بیشتر تأثیر حفاظ، کاهش شار باریکه فرودی نیز مورد بررسی قرار گرفت. به این منظور، با در نظر گرفتن حفاظ کامپوزیتی، شار سطحی خروجی از حفاظ با استفاده از تالی F2 و شار حجمی در تمام سلول‌های چشم با تالی F4 محاسبه شد و با حالت بدون حفاظ مقایسه گردید.

در این پژوهش با در نظر گرفتن حفاظ‌های کامپوزیتی با غلظت‌های متفاوت ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰ و ۲۵ درصد بیسموت و به ازای ۳ ولتاژ ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ کیلوولت، تعداد ۹۰ برنامه هر یک به مدت حداقل ۵ روز اجرا گردید. محاسبات با استفاده از

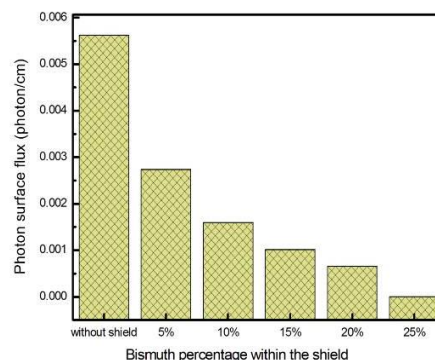
¹ Lee

این کاهش شار فرودی بر بدن، می‌تواند منجر به کاهش دز در اجزای مختلف چشم گردد. در شکل ۴ مقدار دز جذبی اجزای اصلی چشم را در حضور حفاظ‌های مختلف و به ازای ولتاژهای متفاوت نشان می‌دهد.

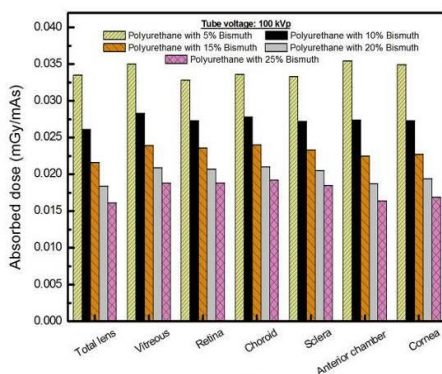
همانگونه که از شکل ۴ مشخص است، میزان افت دز با اضافه کردن غلظت برابری از بیسموت کاهش می‌یابد. برای بررسی دقیق‌تر این موضوع، در شکل ۵ میزان افت دز در عدسی برحسب غلظت‌های مختلف بیسموت و به ازای ولتاژ ۸۰ kVp نشان داده شده است. افت دز با افزایش غلظت بیسموت رفتاری نمایی داشته و می‌توان با در نظر گرفتن صرفه اقتصادی، مشکلات ساخت و انعطاف‌پذیری حفاظ، می‌توان غلظت ۲۰٪ بیسموت را به عنوان حفاظ بهینه انتخاب کرد.

در جدول ۳ مقادیر دز دریافتی در اجزای مختلف چشم با و بدون حفاظ کامپوزیتی پلی‌اورتان با ۲۰٪ غلظت پودر بیسموت برای ولتاژهای ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ kVp بیان شده است.

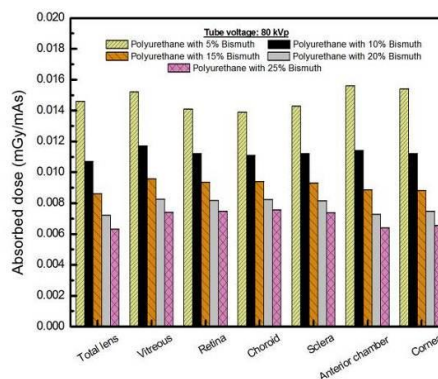
یکی از پارامترهای بسیار حائز اهمیت در انتخاب حفاظ، میزان تأثیر حفاظ بر کاهش شار پرتو فرودی و در نتیجه آن کاهش دز می‌باشد. در شکل ۳ میزان تغییرات شار سطحی خروجی از حفاظ‌هایی با درصدهای مختلف بیسموت، در مقایسه با شار پرتو خروجی از همان سطح بدون حضور حفاظ به ازای ولتاژ ۸۰ kVp نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش غلظت بیسموت در حفاظ، شار به صورت نمایی کاهش می‌یابد.



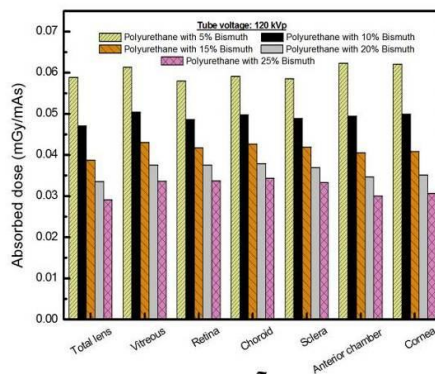
شکل (۳): شار سطحی در حالت بدون حفاظ در مقایسه با حالت‌های با حفاظ با غلظت‌های مختلف از بیسموت در ولتاژ ۸۰ kVp



ب



الف

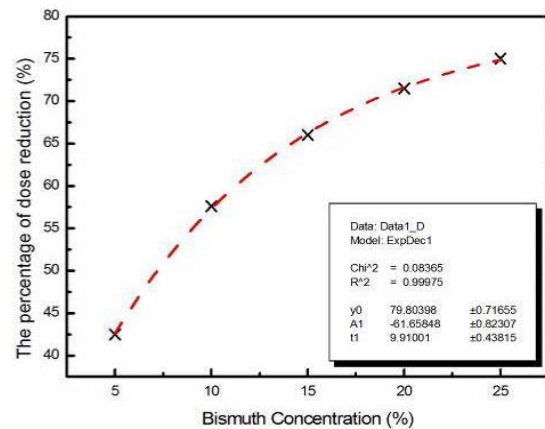
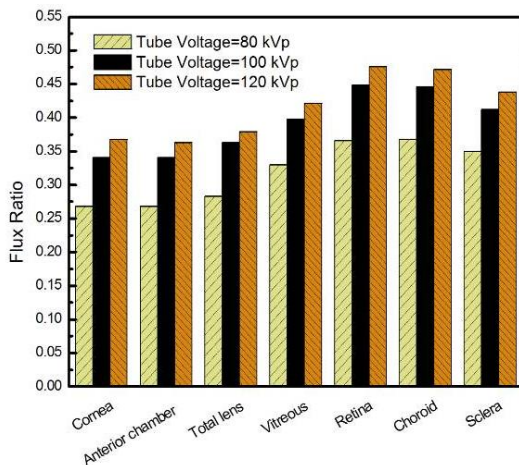


ج

شکل (۴): دز جذبی اجزای اصلی چشم به ازای حفاظ‌های کامپوزیتی مختلف و سه ولتاژ تیوب الف (۸۰ kVp، ب) ۱۰۰ kVp و ج) ۱۲۰ kVp.

جدول (۳): مقادیر دز جذبی بخش‌های مختلف چشم (mGy/۱۰۰mAs) با و بدون حفاظ بیسموت-پلی‌اورتان ۲۰٪.

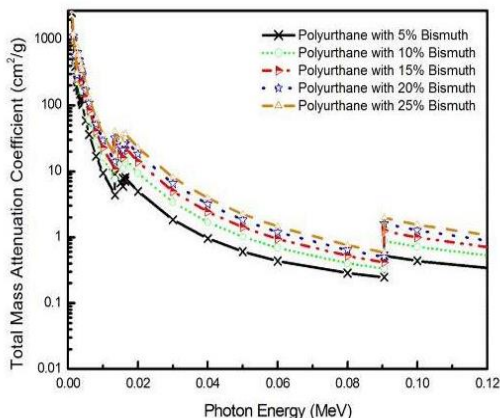
عنوان بخش	۸۰ kVp		۱۰۰ kVp		۱۲۰ kVp	
	بدون حفاظ	با حفاظ	بدون حفاظ	با حفاظ	بدون حفاظ	با حفاظ
عدسی	۲/۵۳	۰/۷۲	۵/۲۱	۱/۸۴	۸/۷۴	۳/۳۵
عدسی (غیرحساس)	۲/۵۳	۰/۷۲	۵/۲۰	۱/۸۴	۸/۷۳	۳/۳۶
عدسی (حساس)	۲/۶۰	۰/۸۶	۵/۲۹	۱/۷۵	۸/۹۲	۲/۸۷
زجاجیه	۲/۶۰	۰/۸۳	۵/۲۲	۲/۰۹	۸/۸۰	۳/۷۵
شبکیه	۲/۶۰	۰/۸۲	۴/۷۴	۲/۰۷	۸/۰۹	۳/۷۵
مشیمیه	۲/۶۰	۰/۸۲	۴/۷۱	۲/۱۰	۸/۰۵	۳/۷۹
صلبیه	۲/۶۰	۰/۸۲	۴/۸۸	۲/۰۵	۸/۲۸	۳/۶۹
اتاقک قدیمی	۲/۶۰	۰/۷۳	۵/۶۲	۱/۸۷	۹/۳۷	۳/۴۷
قرنیه	۲/۶۴	۰/۷۵	۵/۴۰	۱/۹۴	۹/۰۰	۳/۵۱



شکل (۵): درصد افت دز برحسب غلظت بیسموت در حفاظ.

شکل (۶): نسبت شار حجمی رسیده به سلول‌های چشم در حالت بدون

حفاظ و با حفاظ کامپوزیتی با غلظت ۲۰ درصد بیسموت.



شکل (۷): ضرایب تضعیف حفاظ‌های کامپوزیتی در بازه تشخیصی.

در این جدول مشاهده می‌شود که استفاده از این حفاظ میزان دز را در ولتاژهای ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ kVp به ترتیب تا حدود ۷۰، ۶۵ و ۶۰ درصد کاهش می‌دهد.

همان‌گونه که انتظار می‌رفت این کاهش دز را می‌توان به کاهش شار رسیده به بخش‌های مختلف چشم نسبت داد. شکل ۶ حاوی نتایج نسبت شار حجمی در سلول‌های چشم در حالت بدون حفاظ و با حفاظ در ولتاژهای ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ kVp به ازای حفاظ با غلظت ۲۰ درصد از بیسموت می‌باشد.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده در جدول ۲ نشان می‌دهد که مطابق انتظار حفاظ‌های سرب و بیسموت به دلیل عدد اتمی بسیار بالا افت دز مشابهی را ایجاد می‌کنند. از این‌رو، با توجه به سمی بودن سرب، بیسموت به عنوان فلز محافظ در این پژوهش انتخاب شده است.

استفاده از حفاظ‌های فلزی صرفنظر از مزایای قابل توجه آن‌ها در کاهش دز، مشکلاتی را به همراه دارد. وزن زیاد این حفاظ‌ها، در کنار عدم انعطاف‌پذیری و قیمت تمام شده بالا سبب شده است حفاظ‌های کامپوزیتی به عنوان نسل جدیدی از حفاظ‌ها مورد مطالعه قرار بگیرند. حفاظ‌های پلی‌اورتانی با غلظت متفاوت بین ۵ تا ۲۵ درصد بیسموت در این پژوهش بررسی شده‌اند. به منظور انتخاب غلظت مناسب، میزان افت شار و دز جذبی اجزای مختلف چشم در حالت بدون حفاظ و با حفاظ‌هایی با درصد متفاوت بیسموت به ترتیب در شکل‌های ۳ و ۴ مقایسه شده‌اند. مشاهده می‌شود هر دو این پارامترها با افزایش غلظت بیسموت به صورت نمایی کاهش می‌یابند. بر این اساس می‌توان به منظور کاهش هزینه و مشکلات ساخت، غلظت بیسموت را محدود کرد به گونه‌ای که تغییر محسوسی در میزان دز جذبی اجزای مختلف چشم مشاهده نشود.

شکل ۵ منحنی میزان کاهش دز به ازای غلظت‌های مختلف بیسموت را در ولتاژ ۸۰ kVp نمایش می‌دهد. داده‌های مربوط به افت دز رفتار کاملاً منظمی دارند؛ به طوری که یک تابع نمایی به خوبی بر این داده‌ها برازش شده است. در واقع میزان دز تا غلظت ۲۰٪ بیسموت به صورت پلکانی و با گام‌های بزرگ تا حدود ۷۰٪ کاهش یافته و از این غلظت به بعد در همان محدوده باقی می‌ماند. در نتیجه می‌توان این حفاظ را به عنوان حفاظ بهینه انتخاب کرد.

گزارشات شکل‌های ۳، ۴، ۵ و ۶ با مقایسه ضرایب تضعیف این کامپوزیت‌ها در ناحیه انرژی تشخیصی تأیید می‌شوند (شکل ۷). با افزایش غلظت بیسموت نمودار ضریب تضعیف برای حفاظ‌های مختلف به سمت یکدیگر همگرا می‌شوند. در نتیجه می‌توان با چشم‌پوشی از تغییرات اندک دز، حفاظی با درصد بیسموت کمتر را برگزید.

در جدول ۳ مقادیر دز جذبی حفاظ برگزیده در مقایسه با حالت بدون حفاظ ارائه شده است. استفاده از حفاظ بیسموت پلی‌اورتان، مقدار دز در نواحی مختلف چشم را به طور چشمگیری کاهش می‌دهد. از طرفی در حضور حفاظ مقدار دز جذبی در بخش‌های سطحی چشم بیشتر کاهش می‌یابد. به عنوان مثال در ولتاژ ۸۰ kVp اختلاف دز با و بدون حفاظ در بخش‌های سطحی تری نظیر قرنیه، اتاقک قدامی و عدسی بیش از ۷۲٪ است. این درحالی است که بخش‌هایی نظیر صلبیه، شبکیه و مشیمیه که در قسمت خلفی چشم قرار دارند، در این ولتاژ کاهش دز کمتری تا حدود ۶۶٪ را تجربه می‌کنند. با افزایش ولتاژ درصد این اختلاف تا حدی کاهش می‌یابد؛ اگر چه این رفتار همچنان قابل مشاهده است.

طبق گزارش نسخه ۱۱۶ مجله ICRP برهم‌کنش غالب در بافت نرم برای فوتون‌هایی با انرژی کمتر از ۳۰ keV، فوتوالکتریک، و برای فوتون‌هایی با انرژی بیشتر از ۳۰ keV و کمتر از ۲۵ MeV، کامپتون می‌باشد [۵]. از آنجایی که احتمال برهم‌کنش با افزایش انرژی کاهش می‌یابد، احتمال این که پرتو فرودی در مسیر عبور خود از بافت، انرژی خود را از دست بدهد کم می‌شود. از طرفی طبق رابطه کلاین-نیشینا، با افزایش انرژی فوتون، احتمال پراکندگی رو به جلو افزایش می‌یابد. همان‌طور که می‌دانیم، در زوایای پراکندگی کوچک، درصد کمتری از انرژی فوتون به الکترون منتقل می‌شود [۳۴]. همه این عوامل سبب می‌شوند که با افزایش انرژی دز جذبی

¹ Klein-Nishina

کمتری ذخیره شود. در تصویربرداری سی تی پرتوهای ایکس کم انرژی تر انرژی خود را در بخش‌های سطحی بدن از جمله چشم از دست می‌دهند، و نسبت به دز کل رسیده، سهم بالایی را به خود اختصاص می‌دهد. بنابراین، حذف قسمت کم انرژی طیف با استفاده از حفاظی مانند بیسموت پلی اورتان نقش بسزایی در کاهش دز نواحی سطحی تر دارد. این مشاهده با توجه به داده‌های شکل ۶ نیز تأیید می‌شود که در ولتاژهای بالاتر، میزان کاهش شار حجمی با حضور حفاظ کامپوزیتی کمتر است.

نگرانی اصلی در استفاده از حفاظ، احتمال تغییر در کیفیت تصویر است. باید توجه داشت که در تمام شرایط، بهینه کردن پرتودهی در مورد کمینه کردن دز نیست، بلکه بهینه‌سازی سود و زیان آن است. کم کردن دز به منظور کاهش ضرر به بیمار منطقی است، اما کاهش دز تا حدی که تصاویر به دست آمده اطلاعات تشخیصی لازم را ندهد یا تصویربرداری به حد کافی کارآمد نباشد، مغایر با اصل تصویربرداری خوب است [۱۳].

تاکنون بررسی‌های زیادی بر روی تأثیر حفاظ بر کیفیت تصویر در سی تی اسکن انجام شده است. این مطالعات نشان دادند که با به کار بردن حفاظ، میزان تضعیف (عدد سی تی) و همچنین نوفه تصویر (انحراف معیار اعداد سی تی) افزایش می‌یابد [۳۵-۱۲، ۳۸]، که با توجه به این‌که استفاده از حفاظ

فلزات سنگین باعث سختی طیف می‌شود (قسمت‌های کم انرژی با شدت بیشتری تضعیف می‌شوند)، افزایش ضرایب تضعیف و در نتیجه اعداد سی تی بعد از حفاظ دور از انتظار نیست. از طرفی، با توجه به این‌که تیوب اشعه ایکس دور بدن می‌چرخد و حفاظ در یک سمت از بدن قرار گرفته است، بیشترین مقدار تغییر در اعداد سی تی و بیشینه افزایش در نوفه تصاویر، در زیر حفاظ مشاهده می‌شود. پس در مواردی که تصویربرداری سی تی برای تشخیص ناهنجاری‌های نزدیک به سطح بدن به کار می‌رود، از حفاظ نباید استفاده شود. همچنین هنگامی که برای تشخیص، مقدار دقیق اعداد سی تی مورد نیاز هستند، نباید حفاظ به کار برده شود. پس می‌توان گفت که نوفه‌های ایجاد شده به دلیل حفاظ باعث کاهش کیفیت تصویر مخصوصاً در ناحیه زیر حفاظ می‌شوند، اما اگر اندام‌های سطحی هدف تصویربرداری نباشند، استفاده از حفاظ در تفسیر تصویر نقشی ندارد [۳۹]. با توجه به گزارش نسخه ۷ کمیته بررسی اثرات بیولوژیکی پرتوهای یونیزان (BEIR)، رابطه خطی بین خطرپذیری و دز (در دزهای پایین تا حدود ۰/۱ Gy) برای پرتودهی با اشعه ایکس وجود دارد [۴۰]، استفاده مناسب از ۱ cm حفاظ پلی اورتان با ۲۰٪ بیسموت، احتمال اثرات تصادفی و قطعی ناشی از پرتو از جمله القای آب مروارید را در چشم بین ۶۰٪ تا ۷۰٪ کاهش می‌دهد.

۵. مراجع

- [1] E. Hall and A. Giaccia. Radiobiology for the Radiologist. Lippincott Williams & Wilkins, a WOLTER KLUWER Business, Philadelphia (2012).
- [2] L.B. Cantor, C.J. Rapuano and G.A. Cioffi. Update on general medicine. Basic and clinical science course, section 1. American academy of ophthalmology (2014).
- [3] ICRP Publication 60, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP, Pergamon Press (1991).
- [4] ICRP Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP, Elsevier (2007).
- [5] ICRP Publication 116, Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP, Elsevier (2010).
- [6] N.A. Janjan. Radiation effects on the eye, Clinics in Plastic Surgery, 20(3) (1993) 535–549.
- [7] J.T. Bushberg and J.M. Boone. The essential physics of medical imaging. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins (2002).
- [8] P. Akhlaghi, H. Miri-Hakimabad and L. Rafat-Motavalli. Effects of shielding the radiosensitive superficial organs of ORNL pediatric phantoms on dose reduction in computed tomography, Journal of Medical Physics, 39(4) (2014), 238–246.
- [9] S. Mukundan Jr, P.I. Wang, D.P. Frush, T. Yoshizumi, J. Marcus, E. Kloeblen and M. Moore. MOSFET dosimetry for radiation dose assessment of bismuth shielding of the eye in children, American Journal of Roentgenology, 188(6) (2007) 1648–1650.
- [10] L. Gbelcova, D. Nikodemova and M. Horvathova. Dose reduction using bismuth shielding during pediatric CT examinations in Slovakia. Radiation Protection Dosimetry, 147(1-2) (2011) 160–163.
- [11] S. Nambiar and J.T. Yeow. Polymer - composite materials for radiation protection, ACS Applied Materials & Interfaces, 4(11) (2012) 5717–5726.
- [12] P. Mehnati, M. Arash and P. Akhlaghi. Bismuth-silicon and bismuth-polyurethane composite shields for breast protection in chest computed tomography examinations, Journal of Medical Physics, 43(1) (2018) 61–65.
- [13] ICRP Publication 121, Radiological protection in pediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP, Elsevier (2013).
- [14] ICRP Publication 118, ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP, Elsevier (2012).
- [15] H. Yoriyaz, A. Sanchez and A. Dos Santos. A new human eye model for ophthalmic brachytherapy dosimetry, Radiation Protection Dosimetry, 115(1-4) (2005) 316–319.
- [16] M. Lesperance, M. Inglis-Whalen and R. M. Thomson. Model-based dose calculations for COMS eye plaque brachytherapy using an anatomically realistic eye phantom. Medical Physics, 41(2) (2014) 021717.
- [17] R. Behrens, G. Dietze and M. Zankl. Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens, Physics in Medicine and Biology, 54(13) (2009) 4069–4087.
- [18] P. Nogueira, M. Zankl, H. Schlattl and P. Vaz. Dose conversion coefficients for monoenergetic electrons incident on a realistic human eye model with different lens cell populations, Physics in Medicine and Biology, 56(21) (2011) 6919–6934.
- [19] M. Sakhaee, A. Vejdani-Noghreiyani and A. Ebrahimi-Khankook. A comparison of simple and realistic eye models for calculation of fluence to dose conversion coefficients in a broad parallel beam incident of protons, Radiation Physics and Chemistry, 106 (2015) 61–67.
- [20] A. Vejdani-Noghreiyani, A. Ebrahimi-Khankook, E. Rahmani and M. Sakhaee. Dose calculation of different eye substructures using a realistic eye model when treating ocular tumors with electron therapy, Radioprotection, 51(3) (2016) 179–186.
- [21] A. Ebrahimi-Khankook and A. Vejdani-Noghreiyani. Dosimetric comparison between realistic ocular model and other models for COMS plaque brachytherapy with ^{103}Pd , ^{131}Cs , and ^{125}I radioisotopes, Radiation and Environmental Biophysics, 57(3) (2018) 265–275.
- [22] P. Akhlaghi, A. Ebrahimi-Khankook and A. Vejdani-Noghreiyani. The effects of simulating a realistic eye model on the eye dose of an adult male undergoing head computed tomography, Radiation and Environmental Biophysics, 56(2) (2017) 177–186.
- [23] S.F. Rasouli, S.F. Masoudi, S. Keshazare and D. Jette. Effect of elemental compositions on Monte Carlo dose calculations in proton therapy of eye tumors, Radiation Physics and Chemistry, 117 (2015) 112–119.
- [24] G.R. Merriam Jr and B.V. Worgul. Experimental radiation cataract--its clinical relevance, Bulletin of the New York Academy of Medicine, 59(4) (1983) 372–392.
- [25] ICRP Publication 110, Adult Reference Computational Phantoms. ICRP, Elsevier (2009)
- [26] NCRP Report 130, Biological effects and exposure limits for hot particles. NCRP, Bethesda (1999).
- [27] V. Harish, N. Nagaiah, T.N. Prabhu and K. Varughese. Preparation and characterization of lead monoxide filled unsaturated polyester based polymer composites for gamma radiation shielding applications, Journal of Applied Polymer Science, 112(3) (2009) 1503-1508.
- [28] N.Z.N. Azman, S.A. Siddiqui, R. Hart and I.M. Low. Microstructural design of lead oxide–epoxy composites for radiation shielding purposes. Journal of Applied Polymer Science, 128(5) (2013) 3213–3219.
- [29] V. Sastri. Polymer additives used to enhance material properties for medical device applications. Plastics in medical devices Norwich: William Andrew Publishing. (2010).
- [30] D.B. Pelowitz. MCNPXTM User's Manual, Version 2.6.0. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-07-1473 (2008).

- [31] A. Khursheed, M.C. Hillier, P.C. Shrimpton, and B.F. Wall. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *The British journal of radiology*, 75(898) (2002) 819–830.
- [32] C. Lee, K.P. Kim, D. Long, R. Fisher, C. Tien, S.L. Simon, A. Bouville, and W.E. Bolch. Organ doses for reference adult male and female undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulations, *Medical Physics*, 38(3) (2011) 1196–1206.
- [33] C. Lee, K.P. Kim, D.J. Long and W.E. Bolch. Organ doses for reference pediatric and adolescent patients undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulation, *Medical Physics*, 39(4) (2012), 2129–2146.
- [34] R.D. Evans. *The atomic nucleus*. New York: McGraw-Hill (1955).
- [35] A. Ciarmatori, L. Nocetti, G. Mistretta, G. Zambelli and T. Costi. Reducing absorbed dose to eye lenses in head CT examinations: the effect of bismuth shielding, *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 39(2) (2016) 583–589.
- [36] S. Servaes and X. Zhu. The effects of bismuth breast shields in conjunction with automatic tube current modulation in CT imaging, *Pediatric Radiology*, 43(10) (2013) 1287–1294.
- [37] Y.H. Seoung. Evaluation of radiation dose reduction during CT scans by using bismuth oxide and nano-barium sulfate shields, *Journal of the Korean Physical Society*, 67(1) (2015) 1–6.
- [38] P. Catuzzo, S. Aimonetto, G. Fanelli, P. Marchisio, T. Meloni, L. Mistretta, M. Pasquino, E. Richetta and S. Tofani. Dose reduction in multislice CT by means of bismuth shields: Results of in vivo measurements and computed evaluation. *La Radiologia. Medica*. 115(1) (2010) 152–169.
- [39] M.K. Kalra, P. Dang, S. Singh, S. Saini and J.A. Shepard. In-plane shielding for CT: Effect of off-centering, automatic exposure control and shield-to-surface distance. *Korean Journal of Radiology*. 10(2) (2009) 156–163.
- [40] BEIR. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation. BEIR VII Phase 2, Washington: The national academies press (2005).