

مطالعه رابطه تارشدگی تصویر و عمق تولید فوتون‌های نوری با استفاده

از پرتو ایکس کیلوولتاژ و سوسوزن‌های میکروستونی به کمک کد

مونت کارلوی جیانت ۴

حسین معینی^{۱*} و مجتبی مکاری^۲

۱. بخش فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه شیراز، شیراز

۲. گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه صنعتی خاتم الانبیاء بهبهان، بهبهان

*پست الکترونیکی: h.moeini@shirazu.ac.ir

(دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۱/۱۷؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۴۰۳/۸/۱)

چکیده

آشکارسازهای پرتو ایکس، با بازده آشکارسازی و قدرت تفکیک مکانی بسیار خوب، کاربردهای متنوعی از جمله در پرتونگاری و تحقیقات پایه دارند. بسیاری از روش‌های پرتونگاری موجود عموماً از بازده مناسبی برخوردار نبوده و زمان‌بر هستند و برای کاربردهایی که مستلزم اندازه‌گیری در لحظه‌اند مناسب نیستند. یکی از راه‌حل‌های پیشنهاد شده برای اجتناب از این معضل توسعه فیلم‌های سوسوزن ساختاریافته همچون دید سزیم بوده است که چگالی بالا و پاسخ سریع آنها می‌تواند راه‌گشا باشد و در عین حال امکان رشد آنها با ابعاد میکرومتری و تراکم زیاد بهبود کیفیت تصویر را به همراه خواهد داشت. در این مطالعه شبیه‌سازی، با استفاده از جعبه‌ابزار جیانت ۴ و بهره‌گیری از یک هندسه ساده شامل یک صفحه پلیمر در نقش دوربین برای ثبت فوتون‌های نوری، یک مجموعه ساختارمند از سوسوزن‌های با ابعاد میکرومتری در نقش مبدل پرتو ایکس، و یک صفحه آلومینیوم در نقش انعکاس دهنده نور برای کاهش افت بازده فوتون‌ها، وابستگی تارشدگی تصویر به عمق تولید فوتون‌های نوری را برای باریکه‌های نوک‌مدادی پرتو ایکس بررسی کرده‌ایم.

واژه‌های کلیدی: تارشدگی تصویر، پرتو ایکس کیلوولتاژ، سوسوزن میکروستونی، فوتون‌های نوری، کد مونت کارلوی جیانت ۴

۱. مقدمه

بزرگ‌تر از اندازه‌های طول موج پرتوهای ایکس است و برای بازسازی مدل‌های سه‌بعدی اشیاء کاربرد دارد. تصویربرداری پرتوی و برش‌نگاری، انواع مختلفی از تصویربرداری و برش‌نگاری از جمله تصویربرداری و برش‌نگاری پرتو ایکس، پروتون، نوترون، میون و غیره را دربرمی‌گیرد. پرتو ایکس، یکی از پرکاربردترین پرتوها در تصویربرداری تشخیصی

با کشف پرتو ایکس توسط ویلهلم رونتگن و معرفی تصویربرداری پرتو ایکس در اواخر قرن ۱۹ میلادی، پیشرفت در این زمینه از جمله در برش‌نگاری^۱ سه‌بعدی و استفاده از فناوری‌های مدرن در صنعت و پزشکی سرعت بسیار زیادی داشته است. برش‌نگاری یک ابزار قدرتمند برای بررسی اجسام

مجموعه‌ای ساختارمند از سوسوزن‌های استوانه‌ای شکل با ابعاد میکرومتری به منظور بهبود بازده نور دریافتی توسط صفحه دوربین است، تغییرات تارشدگی^۳ تصویر نقش بسته بر لایه پلیمر (دوربین) را بر حسب عمق‌های مختلف تولید نور مرئی (به واسطه پدیده‌های سوسوزنی و چرنکوف) با معیار تابع LSF^۴ تحقیق می‌کنیم. همچنین از درصدی از تعداد فوتون‌های تولید شده داخل استوانه مرکزی (که در حالت آرمانی بیشترین تأثیر را از پرتو ایکس نوک‌مدادی اعمال شده بر هندسه دریافت می‌کند) برآوردی ارائه خواهیم کرد که در انتهای همان استوانه بر سطح صفحه دوربین فرود می‌آیند. برای مقایسه، از لحاظ نظری برای یک ساختار استوانه‌ای کاملاً موازی قرار گرفته در خلأ و از جنس فسفر شفاف، تنها ۱۷٪ از نور تولید شده داخل آن موفق به رسیدن به وجه‌های دایره‌ای آن شده و بقیه فوتون‌های تولید شده به واسطه انکسار نور از سطح جانبی استوانه نشت کرده و با تحت تأثیر قرار دادن استوانه‌های مجاور منجر به پهن شدگی سیگنال خواهند شد [۱۳]. کیفیت نهایی تصویر در یک سامانه تصویربرداری دیجیتال متأثر از ویژگی‌های انتقال سیگنال و نوفه صفحه سوسوزن است و این موضوع از دهه ۶۰ میلادی شناخته شده بود که انتقال نور بر میزان حساسیت و تابع انتقال مدولاسیون^۵ امولسیون‌های تصویربرداری اثر گذار است [۱۴]. استفاده از صفحات ساختارمند سوسوزن تلاشی است برای افزایش بهبود کیفیت تصویر با به مخاطره انداختن نسبی بازده جذب حداکثری پرتو ایکس به واسطه جایگزینی قسمتی از هندسه سوسوزن همگن با میکروستون‌ها.

۲. مواد و روش‌ها

این مطالعه بر پایه شبیه‌سازی مونت‌کارلو و با استفاده از جعبه‌ابزار

پزشکی است که با توجه به عمق نفوذ زیاد در داخل بدن، اطلاعات مفیدی را جهت تشخیص و درمان ارائه می‌کند. تصاویر تهیه شده از پرتو ایکس، که ماحصل برهمکنش فوتون‌های پراثری با ماده هستند، ارائه دهنده ضریب جذب پرتو ایکس در ماده هستند که به ترکیبات شیمیایی و وضعیت فیزیکی ماده وابسته است. پرتو ایکس در تصویربرداری صنعتی و کلینیکی بسیار مفید است و تقریباً همه ما تاکنون یک تصویربرداری پزشکی با پرتو ایکس انجام داده‌ایم. تکنیک‌های تصویربرداری با پرتو ایکس به این دلیل که بافت‌ها و وضوح پرتوی مناسبی دارند، تاکنون جوابگو بوده‌اند. به عنوان مثال، استخوان‌ها درصد زیادی از پرتوهای ایکس را جذب می‌کنند، بنابراین شکستگی یا آسیب‌ها و پوسیدگی دندان به وضوح، قابل مشاهده هستند و همچنین ریه‌های پر از مایع یک بیمار پرتوهای ایکس را بیشتر از ریه‌های پر از هوا به وضوح نشان می‌دهند [۱-۳].

جهت بررسی و ترابرد میزان نور تولید شده توسط پرتو یونیزان همچون پرتو ایکس می‌توان از مجموعه‌ای از کدهای شبیه‌سازی که عموماً بر اساس روش مونت کارلو کار می‌کنند، استفاده کرد. در این خصوص می‌توان به کدهای DETECT2000 [۴]، MCML [۵]، ValoMC [۶]، جیانت ۱۴ [۷] و DETECT-II [۸] اشاره کرد. از جمله پژوهش‌های شبیه‌سازی که منحصراً به بررسی اثرات فیزیکی و شیمیایی پرتوهای یونیزان (بدون لحاظ کردن ترابرد نور که در کاربردهای تصویربرداری اهمیت دارد) پرداخته‌اند می‌توان به کارهای معینی و همکاران [۹ و ۱۰] و مکاری و همکاران با کد جیانت در زمینه آسیب سلولی [۱۱] و میکرودوزسجی [۱۲] اشاره کرد. در این پژوهش، با استفاده از کد جیانت ۴ و شبیه‌سازی برهمکنش باریکه‌های نوک‌مدادی^۲ پرتو ایکس با مواد و نیز ترابرد نور در هندسه مفروض که بر پایه

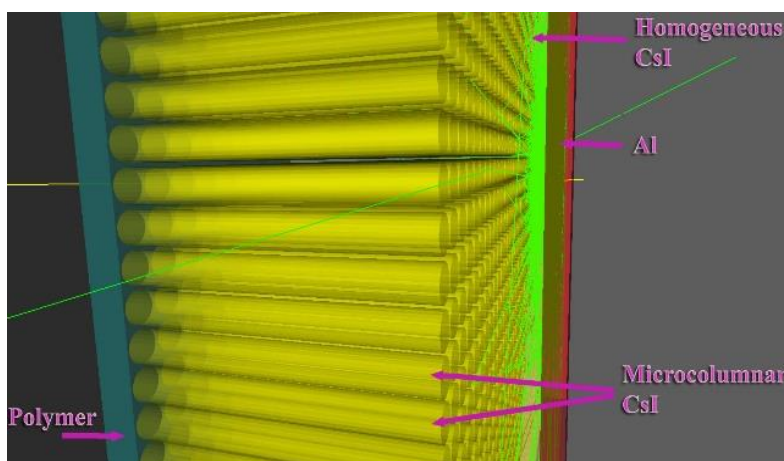
۱. Geant4

۲. Pencil Beam

۳. Blurring

۴. Line Spread Function

۵. Modulation Transfer Function



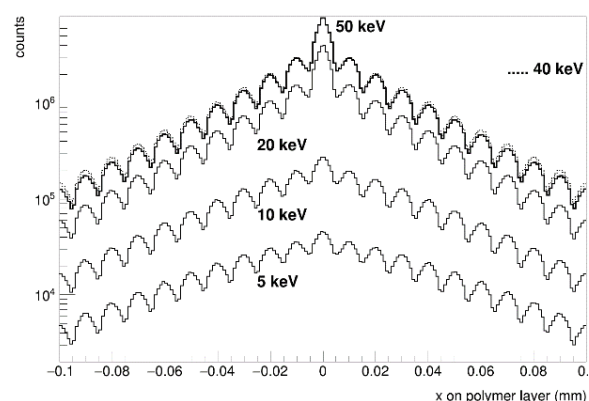
شکل ۱. نمایی از هندسه شبیه‌سازی که شامل لایه‌هایی از جنس آلومینیوم (Al)، سوسوزن‌های یدید سزیم (Homogeneous & Microcolumnar CsI)، و پلی‌کلروستیرین (Polymer) در راستای تابش پرتو ایکس (از سمت راست به چپ) است. در این شکل، پرتو ایکس به صورت پرتو با رنگ زرد نشان داده شده و فوتون‌های نوری پرتوهای نشان داده شده به رنگ سبز هستند.

میکروستونی، فیبرهای چگالی از سوسوزن‌های یدید سزیم هستند که حاصل رشد بر روی یک زیرلایه با طراحی مشخص هستند [۱۵]. سوسوزن‌های یدید سزیم پرتو ایکس فرودی را با بازده تبدیل بسیار بالای ۶۴ هزار فوتون نوری بر واحد MeV تبدیل به نور مرئی می‌کنند [۱۶]. لایه آخر (سمت چپ شکل ۱) نیز که نقش صفحه دوربین را دارد و در اینجا با عنوان لایه پلیمر ذکر می‌شود از جنس پلی‌کلروستیرین^۱ در نظر گرفته شده است (C_8H_7Cl) ضخامت لایه‌های فوق (در راستای محور z که همان راستای تابش پرتو ایکس اولیه است) به ترتیب برابر با ۵، ۲۰، ۸۰ و $10 \mu m$ در نظر گرفته شده است. هر کدام از میکروستون‌ها قطر ۹ و ضخامت (یا طول) $80 \mu m$ دارند و آرایه طراحی شده شامل 501×501 عدد میکروستون است که در آن فاصله هر دو استوانه مجاور در راستای x و y برابر با $10 \mu m$ است و فضای بین آنها با هوا پر شده است. چگالی ماده یدید سزیم برابر با $4/51 g/cm^3$ و کسر جرمی سزیم و ید آن برابر با $0/511549$ و $0/488451$ در نظر گرفته شده است. در شبیه‌سازی حاضر، برای ماده سوسوزن دو ثابت زمان واپاشی ۶۷۹ و 3340 نانوثانیه در قالب SCINTILLATIONTIMECONSTANT لحاظ شده‌اند و بازده‌های سوسوزنی متناظر برابر با $0/637$ و $0/363$ در نظر گرفته

Geant4-11.0.1 صورت گرفته است که در آن از کلاس G4EmStandardPhysics_option4 و مدل مرجع FTFP_BERT که شامل همه فرایندهای الکترومغناطیس استاندارد بوده و برای انرژی‌های کمتر از ۵ GeV توصیه شده استفاده کرده‌ایم. همچنین، از مدل‌های تعریف شده در کلاس G4OpticalPhysics که مناسب فرایندهای اپتیکی مربوط به ترابرد فوتون نوری هستند استفاده شده است [۷]. در این شبیه‌سازی تعداد یک میلیون پرتو ایکس (به ازای هر یک از مقادیر انرژی اولیه ۵ تا ۵۰ keV) با رخ‌نمای نوک‌مدادی استفاده شده است که مطابق شکل ۱ از سمت راست بر هندسه مفروض تابانده شده‌اند. این شکل، هندسه مورد استفاده در این شبیه‌سازی را نشان می‌دهد که شامل یک لایه پوششی (سمت راست شکل ۱) از جنس آلومینیوم است که پرتو ایکس اولیه در بدو ورود به هندسه از آن می‌گذرد و نقش این لایه بازتاب فوتون‌های نوری تولید شده در داخل ماده سوسوزن به درون هندسه است و به منظور افزایش بازده نوری به کار می‌رود. لایه‌های دوم و سوم به ترتیب یک قطعه همگن و آرایه‌ای مربعی از سوسوزن‌های استوانه‌ای شکل با ابعاد میکرومتری است که همگی از جنس یدید سزیم در نظر گرفته شده و نقش مبدل پرتو ایکس را دارند. این ساختارهای

فوتون‌های نوری‌اند که علی‌رغم این که عموماً داخل ماده سوسوزن (از جمله داخل میکروستون‌ها) تولید شده‌اند ولی ترابرد نهایی آنها تا صفحه پلیمر از داخل میکروستون‌ها صورت نپذیرفته است بلکه این فوتون‌ها از فضای خالی بین میکروستون‌ها که حاوی هوا در نظر گرفته شده به صفحه پلیمر رسیده‌اند. نتایج این شکل نشان می‌دهد که افزایش انرژی پرتو ایکس بازده نوری بیشتری در صفحه پلیمر به همراه خواهد داشت. در قیاس با مقادیر پایین‌تر انرژی پرتو ایکس، نتایج انرژی‌های ۴۰ و ۵۰ keV نزدیک به یکدیگر است؛ هر چند نتایج انرژی ۵۰ keV از پهن شدگی کمتری برخوردار است که بیانگر وضوح نسبی بهتر تصویر حاصل است. برای برآورد حداکثر خطای آماری در بازسازی هیستوگرام‌های شکل ۲، نمودار مربوط به انرژی ۵ کیلو الکترون ولت را که به واسطه آمار کمتر از خطای آماری بیشتری نسبت به نمودارهای دیگر برخوردار است در نظر می‌گیریم. با توجه به این که حداقل آمار ثبت شده روی محور x واقع در محدوده ۰/۱- تا ۰/۱ میلی‌متر حدود ۳۰۰۰ فوتون است (در فاصله حدود ۰/۰۹۵ میلی‌متری از محور z روی صفحه پلیمر)، خطای آماری مربوطه در حدود ۱/۸ درصد به دست می‌آید. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که خطای آماری مربوط به نمودار LSF مربوط به مقادیر انرژی پرتو ایکس بزرگتر از ۵ کیلو الکترون ولت نیز در هر موقعیت نوعی بین ۰/۱- تا ۰/۱ میلی‌متر روی محور x کوچک‌تر از ۱/۸ درصد خواهد بود.

شکل ۳ نتایج LSF را برای انرژی ۵۰ keV نشان می‌دهد که در آن مختصات z فوتون‌های نوری، در ابتدای تولید آنها داخل ماده سوسوزن (شامل قطعه همگن و میکروستون‌ها)، برابر با مقادیر مختلف ذکر شده در شکل در بازه‌ای یک میکرومتری انتخاب شده است. به عنوان مثال، نمودار مربوط به $z_{Vertex} = 99 \mu m$ تابع LSF را فقط به واسطه فوتون‌هایی که مختصات z نقطه تولید آنها داخل ماده سوسوزن فاصله‌ای بین ۹۹ و ۱۰۰ μm از فصل مشترک بین لایه آلومینیومی و لایه همگن سوسوزن داشته باشد رسم کرده است. لازم به ذکر است

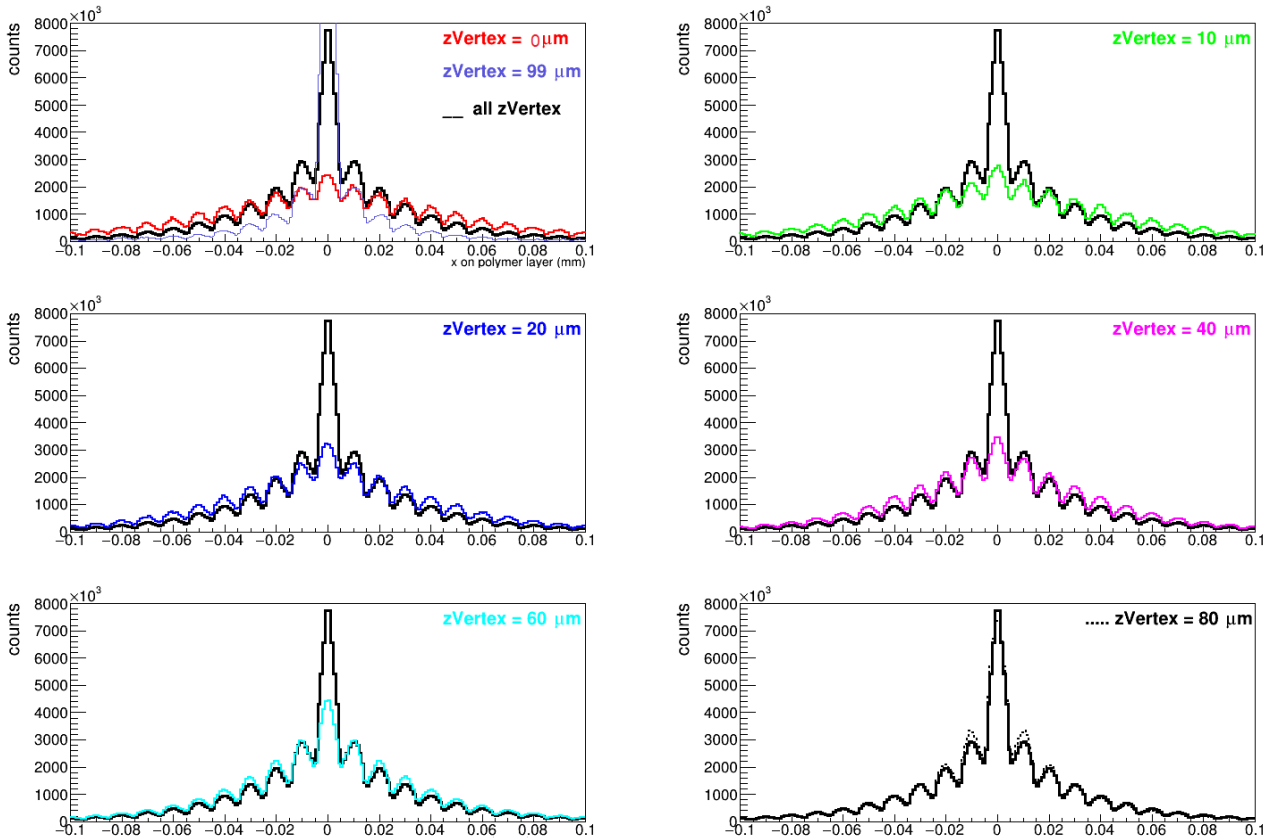


شکل ۲. نمودار LSF به ازای انرژی‌های پرتو ایکس ۵ تا ۵۰ keV.

شده‌اند. ضریب شکست ماده سوسوزن و پلیمر به ترتیب برابر با ۱/۸ و ۱/۶۳۹ در نظر گرفته شده است. همچنین، برای فرایندهای اپتیکی، در محل سطح، مدل UNIFIED استفاده شده است و مشخصات اپتیکی مواد شامل ضریب بازتاب از سطح (REFLECTIVITY) و انتقال از طریق فصل مشترک دو محیط (TRANSMITTANCE) و نیز طول جذب (ABSLENGTH) لحاظ شده‌اند که برای هوا، یدید سزیم، و پلی‌کلروسترین به ترتیب برابر با مقادیر ۱۰۰، ۱ و ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شده است.

۳. بحث و بررسی نتایج

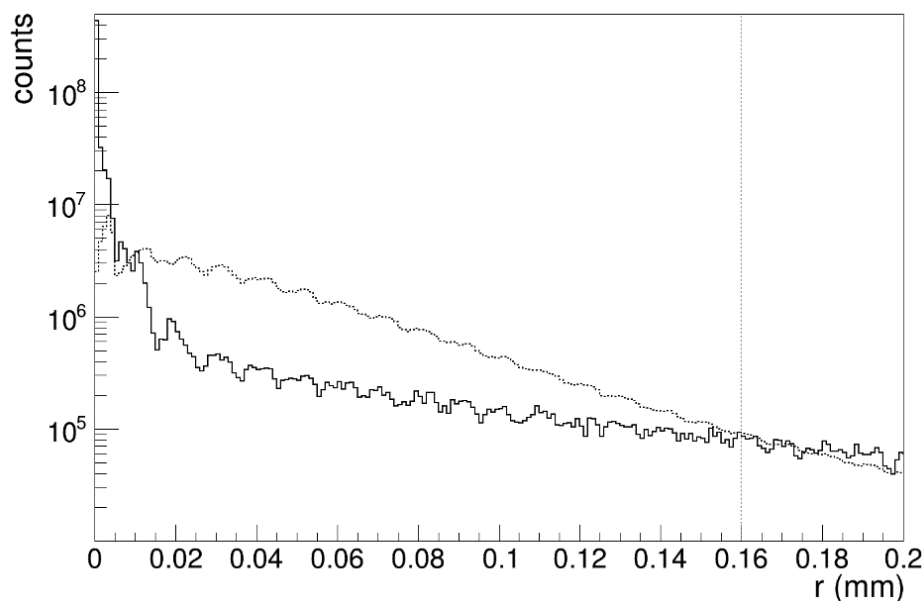
شکل ۲ تعداد فوتون‌های نوری فرود آمده بر سطح لایه پلیمر بر حسب مختصات x آنها را نشان می‌دهد که در ادامه از آن به عنوان LSF یاد شده و در ساختارسنجی تصویربرداری معیاری است از توزیع خطی میزان تابش دریافت شده توسط دوربین [۱۷]. این نتایج مربوط به پرتوهای ایکس با انرژی اولیه ۵، ۱۰، ۲۰، ۴۰ و ۵۰ keV است و توسط فوتون‌هایی تشکیل شده که از داخل هوا یا میکروستون‌ها به سطح این لایه رسیده‌اند. الگوی نوسانی مشاهده شده انعکاسی از فاصله ۱۰ میکرومتری میکروستون‌ها از یکدیگر است. نقاط کمینه موضعی این هیستوگرام‌ها آمار غیر صفر دارند. علت آن



شکل ۳. نمودار LSF کل برای انرژی پرتو ایکس ۵۰ keV (نمودار مشکی رنگ). سایر نمودارها که انتگرال هر کدام با انتگرال LSF کل برابر است (برای تمام فوتون‌هایی که از مختصات x و y واقع در بازه -0.25 تا 0.25 mm از صفحه پلیمر عبور کرده‌اند)، سهم نسبی فوتون‌های تولید شده در بازه ضخامت $[zVertex, zVertex + 1 \mu m]$ را در بازسازی وضوح نهایی تصویر (LSF کل) نشان می‌دهند. نمودارهای این شکل مختصات x را در بازه -0.1 تا 0.1 mm نشان می‌دهند.

حداقلی و بازتاب بهینه این فوتون‌ها در کل فرایند تراپد آنها تا صفحه دوربین است. همچنین، وضوح تصویر حاصل از فوتون‌های نوری با $zVertex = 10 \mu m$ قابل قیاس با وضوح تصویر حاصل از همه فوتون‌های ثبت شده در صفحه دوربین است. شکل ۴ (نمودار نقطه چین) توزیع فاصله تا محور z را برای نقاط فرود فوتون‌های نوری بر سطح لایه پلیمر نشان می‌دهد که در آن x و y میزان انحراف طولی و عرضی فوتون نوری از امتداد اولیه پرتو ایکس ۵۰ keV است. قله مطلق این نمودار در مقداری غیر از $r = 0$ واقع شده که علت آن به واسطه فرایند تمام فرایندهای فیزیکی (از جمله پراکندگی چندگانه کولنی الکترون‌های ثانویه و نیز بازتاب و جذب فوتون‌ها) است که باعث می‌شود آمار فوتون‌هایی که به فصل

که بهنجارش همه توابع برچسب زده شده با 0 تا $99 \mu m$ (به صورت شرح داده شده در بالا) بدین صورت انجام شده که انتگرال هر تابع برابر با انتگرال تابع $all zVertex$ (که همان نمودار نشان داده شده در شکل ۲ با برچسب ۵۰ keV است) شود. با توجه به این که ضخامت قطعه همگن سوسوزن $20 \mu m$ است، می‌توان نتیجه گرفت که آمار کمینه‌های موضعی توابع LSF مربوط به $zVertex$ های بزرگ‌تر از $20 \mu m$ تماماً مربوط به فوتون‌هایی است که در داخل میکروستون‌ها تولید و نهایتاً از طریق فضای خالی بین آنها به صفحه پلیمر ختم شده‌اند. نتایج شکل ۳ نشان می‌دهند که فوتون‌های نوری با $zVertex = 99 \mu m$ بهترین وضوح تصویر را به همراه خواهند داشت که در مجموع به خاطر هندسه مورد استفاده و جذب



شکل ۴. توزیع فاصله شعاعی نقاط فرود فوتون‌های نوری بر سطح لایه پلیمر تا محور z (نمودار نقطه چین) و توزیع فاصله شعاعی نقاط تولید فوتون‌های نوری در داخل ماده سوسوزن (خط توپر).

حدود $10 \mu\text{m}$ در داخل ماده سوسوزن (کمینه نسبی نمودار نقطه‌چین)، به جای این که در همین بازه شعاعی به صفحه پلیمر برسند در فواصل شعاعی بزرگ‌تر (به خصوص در فواصل شعاعی 10 تا $160 \mu\text{m}$) به این صفحه ختم شده‌اند که البته یکی از دلایل آن نیز انکسارهای متوالی فوتون‌ها است که موجب پخش شدگی و نشر آنها داخل میکروستون‌های فراتر از میکروستون میانی می‌شود. برآورد مطالعه حاضر از درصد تعداد کل فوتون‌های منتهی شده به صفحه پلیمر مربعی که در داخل میکروستون مرکزی تولید شده و در انتهای آن بر سطح صفحه پلیمر فرود آمده‌اند (p%) به شرح جدول ۱ است. بدین ترتیب، $(100-p)$ درصد از کل فوتون‌های تولید شده داخل میکروستون مرکزی (که منتهی به صفحه پلیمر شده‌اند) به نواحی غیر از دایره‌ای به قطر $9 \mu\text{m}$ واقع در مرکز این صفحه ختم شده‌اند. لازم به ذکر است که مساحت این دایره حدود 0.25% مساحت کل صفحه دوربین است و از این رو نتایج این جدول تأثیر قابل توجه هدایت نسبتاً مستقیم نور به صفحه دوربین را که عمدتاً به واسطه بازتاب کلی از سطح جانبی میکروستون است نشان می‌دهد.

مشترک میکروستون و صفحه پلیمر می‌رسند در $r=0$ دچار کمینه نسبی شود. بررسی نتایج این نمودار نشان می‌دهد که فاصله شعاعی بیشتر فوتون‌های فرودی بر صفحه پلیمر بین 3 و $4 \mu\text{m}$ است (لازم به ذکر است که شعاع میکروستون میانی که محور آن منطبق بر محور z است، $4/5 \mu\text{m}$ و دقت نشان داده شده برای اندازه‌گیری r در این شکل برابر با $1 \mu\text{m}$ است). نمودار نشان داده شده به صورت خط توپر توزیع فاصله شعاعی (تا محور z) نقطه تولید فوتون‌های نوری در داخل ماده سوسوزن را نشان می‌دهد. محاسبات نشان می‌دهند که تعداد کل فوتون‌های نوری تولید شده در داخل ماده سوسوزن (584635693) تقریباً سه برابر تعداد فوتون‌هایی است که از طریق هوا یا میکروستون‌ها به سطح سمت راست لایه پلیمر (نشان داده شده در شکل ۱) رسیده‌اند (214117373) . مشاهده می‌شود که تعداد فوتون‌های نوری تولید شده در داخل ماده سوسوزن در فاصله شعاعی تقریبی بین 10 و $160 \mu\text{m}$ از محور z به طور میانگین کمتر از تعداد فوتون‌هایی است که در همین بازه فاصله شعاعی به صفحه پلیمر رسیده‌اند (نمودار نقطه چین). این اتفاق به خاطر این است که تعداد قابل توجهی از آمار بسیار زیاد فوتون‌های تولید شده در فاصله شعاعی کمتر از

بهبود بازده ثبت فوتون‌های نوری بر روی صفحه دوربین و در عین حال کاهش نسبی تارشدگی تصویر می‌شود. در بررسی وابستگی وضوح تصویر به عمق تولید فوتون‌های نوری داخل ماده سوسوزن، مشخص شد که فوتون‌هایی که در میلی‌متر آخر مسیر حرکت پرتو ایکس داخل سوسوزن‌ها تولید شدند کمترین تارشدگی تصویر در دوربین را به همراه داشتند. همچنین، با مقایسه نتایج قسمت‌های مختلف شکل ۳، به نظر می‌رسد که فوتون‌های نوری تولید شده در عمق‌های کمتر از حدود $80 \mu\text{m}$ به طور نسبی منجر به تارشدگی تصویر بیشتری نسبت به تصویر حاصل از همه فوتون‌های نوری ثبت شده در صفحه دوربین شده‌اند. بررسی نتایج شکل ۴ نشان می‌دهد که با این که بیشتر فوتون‌های نوری تقریباً بر روی محور z که همان راستا و مسیر حرکت پرتو ایکس اولیه است تولید شده‌اند، بیشترین آمار نسبی ثبت فوتون‌های نوری بر صفحه دوربین (از لحاظ فاصله نقطه ثبت آنها تا راستای پرتو ایکس اولیه) در فاصله تقریبی بین ۳ و $4 \mu\text{m}$ از امتداد پرتو ایکس اولیه مشاهده خواهند شد که داخل دایره حاصل از فصل مشترک میکروستون میانی و صفحه پلیمر واقع است.

جدول ۱. درصد تعداد کل فوتون‌های تولید شده داخل میکروستون مرکزی (و محتوم به رسیدن به صفحه پلیمر) که به نقطه‌ای در داخل دایره حاصل از فصل مشترک این میکروستون و صفحه پلیمر برخورد کرده‌اند.

انرژی پرتو ایکس (keV)	p (%)
۵	۲/۵۹
۱۰	۴/۰۸
۱۵	۹/۵۰
۱۶	۱۱/۱۷
۱۷	۱۱/۸۲
۲۰	۱۲/۸۰
۴۰	۱۳/۳۳
۵۰	۱۴/۳۷

۴. نتیجه‌گیری

شیشه‌سازی مونت کارلو با استفاده از جعبه‌ابزار جیانت ۴ و طراحی یک هندسه ساده برای پرتونگاری پرتو ایکس مبتنی بر سوسوزن‌های میکروستونی با ضخامت حدود $100 \mu\text{m}$ ، نشان داد که افزایش انرژی پرتوهای ایکس اولیه تا 50 keV باعث

مراجع

1. R K Swank, *Appl. Opt.* **12** (1973) 1865.
2. H H Barrett and W Swindell, "Radiological Imaging: The Theory of Image Formation, Detection, and Processing", Tuscon: Academic Press, USA (1996).
3. Z Wang, *Appl. Opt.* **61** (2022) RDS1-RDS4.
4. F Cayouette, D Laurendeau, and C Moisan, "DETECT2000: an improved Monte-Carlo simulator for the computer aided design of photon sensing devices", Proc. SPIE 4833, *Applications of Photonic Technology 5* (2003).
5. L Wang, S L Jacques, and L Zheng, *Comput. Methods Programs Biomed.* **47** (1995) 131.
6. A A Leino, A Pulkkinen, and T Tarvainen, *OSA Contin.* **2** (2019) 957.
7. S Agostinelli, et al., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **506** (2003) 250.
8. A Badano, and M J Flynn, "Proceedings of the International Display Research Conference", Toronto, Canada, (1997).
9. H Moeini and M Mokari, *Med. Phys.* **49** (2022) 4823.
10. H Moeini, et al., *Int. J. Radiat. Biol.* **96** (2020) 767.
11. M Mokari, et al., *Phys. Med. Biol.* **63** (2018) 175003.
12. M Mokari, H Moeini, and M Soleimani, *Int. J. Radiat. Biol.* **97** (2021) 208.
13. A L N Stevels and A D M Schrama de Pauw, *Philips Res. Rep.* **29** (1974) 353.
14. W F Berg, *Appl. Opt.* **8** (1969) 2407.
15. V Nagarkar, et al., "X-Ray and Ultraviolet Sensors and Applications", San Diego, USA, (1995).
16. S Derenzo, and W Moses, "Crystal 2000 International Workshop on Heavy Scintillators for Scientific and Industrial Applications", Chamonix, France, (1992).
17. L Latacz and P Nowak, *Opt. Appl.* **XXVIII** (1998) 183.