

بررسی اثر پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای حلقه پت بر کیفیت تصویر به‌وسیله شبیه سازی مونت کارلو

نرگس آراسته^{۱*}، حسین توکلی‌عنبران^۲

۱. دانشجوی دکتری فیزیک هسته‌ای، پردیس بین‌المللی خوارزمی، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، سمنان، ایران
 ۲. دانشیار فیزیک هسته‌ای، دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، سمنان، ایران

چکیده

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۰۴/۰۲

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۹/۱۷

زمینه و هدف پراکندگی‌های کامپتونی گاماهاى نابودی بین آشکارسازهای حلقه پت، با ثبت خط پاسخ نادرست، از رزلوشن فضایی تصویر پت می‌کاهد. این مقاله با ارائه روشی جدید، این رخدادها را از تصویربرداری پت حذف کرده است. در این روش، آشکارسازها طوری عایق‌بندی می‌شوند که گاماهاى پراکنده از یک آشکارساز نتواند وارد آشکارسازهای دیگر حلقه پت شود.

مواد و روش‌ها پس از شبیه‌سازی حلقه پت مدل 6 BiographTM ساخت شرکت زیمنس^۱ آلمان به‌وسیله شبیه سازی مونت کارلو کد MCNPX، با جداسازی آشکارسازهای حلقه پت در هندسه مسئله، اقدام به حذف این رخدادها و بررسی اثر آن بر تابع پاسخ آشکارسازهای دستگاه پت شد.

یافته‌ها بررسی اطلاعات حاصل از شبیه‌سازی‌ها نشان داد جداسازی آشکارسازهای حلقه پت، از شمارش آشکارسازها در محدوده پنجره انرژی به‌خصوص در نزدیکی آستانه پایینی آن (۳۵۰-۴۰۰ کیلوکترن ولت) می‌کاهد. این کاهش شمارش در حضور کره‌ای از بافت نرم بدن (به شعاع ۲۰ سانتی‌متر) کمتر شد؛ به‌طوری که درصد اختلاف نسبی شمارش آشکارسازها بین دو حالت اتصال و عدم اتصال بین آشکارسازها از حداکثر ۷۰ درصد (در انرژی ۴۰۰ کیلوکترن ولت) در نبود بافت نرم به حداکثر ۱۲ درصد (در انرژی ۳۵۰ کیلوکترن ولت) در حضور بافت نرم رسید.

نتیجه‌گیری جداسازی آشکارسازها از یکدیگر اگرچه خطای حاصل از ثبت گاماهاى نابودی پراکنده در آشکارسازهای مجاور را کاهش داد و رزلوشن فضایی را بهبود بخشید، با حذف برخی از هم‌زمانی‌های صحیح و کاهش حساسیت دستگاه عملاً اثر مطلوب چندانی بر تصویربرداری پت نداشت. همچنین کاهش اندک شمارش‌ها با وجود بافت نرم، نشان‌دهنده تأثیر بیشتر جداسازی آشکارسازهای حلقه پت در بهبود کیفیت تصویر در تصویربرداری‌های ناحیه شکمی نسبت به تصویربرداری‌های نواحی دیگر نظیر سر و گردن بود.

کلیدواژه‌ها:

آشکارسازهای حلقه پت، شبیه‌سازی مونت کارلو، پراکندگی کامپتون، رزلوشن فضایی، حساسیت دستگاه پت.

۱. مقدمه

زمان زوج گامای نابودی است. این زوج گامای هم‌انرژی (۵۱۱ کیلوکترن ولت) که در دو جهت مخالف تابش می‌کند، از واکنش نابودی الکترون و پوزیترون در بدن بیمار به‌وجود می‌آید و با ثبت

اساس کار دستگاه تصویربرداری هسته‌ای پت (PET) بر ثبت هم

1. Positron Emission Tomography

* نویسنده مسئول: نرگس آراسته

نشانی: سمنان، شاهرود، دانشگاه صنعتی شاهرود، پردیس بین‌المللی خوارزمی

تلفن: (۰۲۶۳۵) ۰۲۳۳۳۳۹۲۲۰۵

رایانه: araste.phys@gmail.com

شناسه ORCID: 0000-0001-6765-5464

شناسه ORCID نویسنده اول: 0000-0002-4705-3885

مجله علمی - پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، دوره ۲۷، شماره ۱، فروردین و اردیبهشت ۱۳۹۹، ص ۱۷-۲۵

آدرس سایت: http://jsums.medsab.ac.ir رایانامه: journal@medsab.ac.ir

شاپای چاپی: ۱۶۰۶-۷۴۸۷

برخی دیگر از محققان روش تخمین اولین اندرکنش را به کمک تعیین عمق اندرکنش [۱۰، ۱۸-۱۹] و مسافت آزاد میانگین [۲۰] پیشنهاد داده‌اند. بعضی از محققان استفاده از دوربین کامپتون برای دنبال کردن پراکندگی‌های کامپتونی پرتو نابودی در داخل آشکارساز و قابل اجرا بودن آن را بررسی کرده‌اند. [۱۰، ۲۱] گیلان و همکاران [۲۲] نیز حل این خطا را در مرحله بازسازی تصویر و با پیشنهاد یک الگوریتم بررسی کرده‌اند. [۲۲] گفتنی است که بیشتر این محققان کاهش اثر پراکندگی‌های داخل آشکارساز را برای افزایش رزولوشن دستگاه پت مورد توجه قرار داده و عده کمی به بررسی پرتوهایی که از یک آشکارساز خارج و در آشکارسازهای مجاور در حلقه پت ثبت می‌شوند، پرداخته‌اند. این درحالی است که این پرتوها بیشتر از پرتوهای پراکنده داخل آشکارساز از رزولوشن دستگاه می‌کاهند. از این رو در این مقاله با ارائه روشی جدید سعی در حذف پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای حلقه پت کرده‌ایم. در این روش، جداسازی و عایق‌بندی نوری آشکارسازهای حلقه پت پیشنهاد شده است؛ به طوری که پرتوهای پراکنده در یک آشکارساز نتوانند به آشکارسازهای مجاور بروند و در آنجا ثبت شوند. در این صورت، می‌توان امیدوار بود که این خطا تا حد زیادی از تصویربرداری پت حذف شود و رزولوشن فضایی افزایش یابد. بنابراین هدف از تحقیق پیش رو بررسی تأثیر عایق‌بندی آشکارسازهای حلقه پت با هدف افزایش رزولوشن دستگاه در میزان شمارش (تابع پاسخ) آشکارسازهای حلقه پت به کمک شبیه‌سازی مونت کارلو است. همچنین در این تحقیق اثر این عایق‌بندی بر حساسیت دستگاه پت که در کنار رزولوشن فضایی از پارامترهای مهم اثرگذار بر کیفیت تصویر دستگاه پت محسوب می‌شود، بررسی شده است.

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. نحوه شبیه‌سازی حلقه آشکارساز پت

حلقه آشکارساز دستگاه پت شبیه‌سازی شده در این مقاله متعلق به دستگاه کلینیکی پت/سی تی مدل 6 Biograph™ ساخت شرکت زیمنس آلمان است. این دستگاه یکی از پرکاربردترین دستگاه‌های پت/سی تی در سرتاسر دنیاست. ویژگی‌های آن در جدول ۱ آمده است. در حلقه این دستگاه پت، ۲۴۳۳۶ بلور سوسونز LSO با مساحت سطح ۴/۴ میلی‌متر مربع و ضخامت ۲۰ میلی‌متر وجود دارد. از کنار هم قرار گرفتن ۱۶۹ بلور به صورت ۱۳×۱۳ یک آشکارساز ماژول تشکیل می‌شود و از کنار هم قرار گرفتن سه آشکارساز ماژول در راستای تخت بیمار یک آشکارساز بلاک به دست می‌آید. با جای گذاری ۴۸ بلاک در جهت

هم‌زمان در دو آشکارساز روبه‌روی حلقه پت و ایجاد یک خط پاسخ (LOR)، نحوه توزیع رادیوداروی پوزیترون‌دهنده را در بدن بیمار نشان می‌دهد. [۱-۴] از آنجایی که سطح مقطع (احتمال اندرکنش) پراکندگی کامپتون برای پرتوی گاما با انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت بالاست، یکی از معضلات جدی در تصویربرداری پت خطای پراکندگی است. اگر یک یا هر دو زوج گاماها نابودی قبل از ثبت هم‌زمان در آشکارسازهای حلقه پت، به وسیله اندرکنش کامپتون در محیط از مسیر اصلی خود منحرف شوند، خطای پراکندگی رخ می‌دهد. این خطا به ثبت یک خط پاسخ نادرست منجر می‌شود و در تصویربرداری خطا ایجاد می‌کند که به آن خطای پراکندگی می‌گویند. محققان روش‌های مختلفی را برای رفع این خطا ارائه کرده‌اند. [۵-۸] سه نوع محیط پراکنده برای گاماها نابودی در تصویربرداری پت محتمل است. بدن بیمار، آشکارسازها و اجزای دیگر دستگاه مانند تخت بیمار یا مواد به کاررفته در پوشش‌ها و موازی‌سازها. اگرچه احتمال پراکندگی در بدن بیمار بیشتر از دو محیط دیگر است [۷-۸]، برای رسیدن به رزولوشن بالاتر و کنتراست بیشتر تصویر نباید از اهمیت خطای ایجادشده توسط پراکندگی دو محیط دیگر و به خصوص آشکارسازها غافل شد. [۹] به طور کلی برای پرتوهایی که بدون انحراف در بدن به آشکارساز پت می‌رسند، در صورت رخداد کامپتون در آشکارساز، سه حالت غالب پیش می‌آید: در حالت اول ممکن است پرتوها پس از ورود به آشکارساز با انجام پراکندگی کامپتون یا بدون هیچ‌گونه اندرکنشی از آشکارساز فرار کنند که در این صورت، رخداد ازدست می‌رود. در حالت دوم پرتو بعد از یک یا چند رخداد کامپتون، سرانجام در همان آشکارساز اولیه ثبت می‌شود. این حالت اگرچه منجر به ثبت رخداد صحیح می‌شود، به دلیل تولید یک خط پاسخ که بر خط پاسخ واقعی منطبق نیست، تاحدودی رزولوشن فضایی را کاهش می‌دهد. حالت سوم این است که پرتو پس از پراکندگی کامپتون در آشکارساز اولیه از آن فرار می‌کند، به آشکارساز مجاور یا آشکارسازهای دیگر حلقه پت می‌رود و در آنجا ثبت می‌شود که بازهم مانند حالت دوم منجر به ثبت رخداد هم‌زمانی با یک خط پاسخ نادرست می‌گردد و رزولوشن فضایی را کاهش می‌دهد. [۹-۱۲] پژوهشگران مؤثرترین راه برای حل مشکل پراکندگی‌های کامپتونی در آشکارسازهای حلقه پت را تخمین مکان و انرژی اولین اندرکنش گامای نابودی با آشکارساز می‌دانند [۱۳]؛ از این رو آن‌ها برای به دست آوردن این مهم روش‌هایی را پیشنهاد داده‌اند. از مهم ترین این روش‌ها می‌توان به تخمین اولین اندرکنش توسط آشکارسازهای نیمه‌رسانا اشاره کرد. این آشکارسازها با توجه به داشتن رزولوشن بالا برای این هدف بسیار مناسب‌اند. [۱۴-۱۷]

نیز اعتبارسنجی شده است. [۲۵] از این پس در متن مقاله به جای کلمه آشکارساز بلاک، برای رعایت اختصار، از کلمه آشکارساز استفاده شده است.

عمود بر تخت بیمار^۱ به شکل دایروی مطابق شکل a.۱ حلقه آشکارساز این دستگاه پت به قطر ۸۳ سانتی‌متر ساخته می‌شود. [۲۳-۲۴] تمامی شبیه‌سازی‌ها در این مقاله توسط کد شبیه‌سازی مونت کارلو MCNPX (نسخه ۲,۶,۰) صورت گرفته و صحت آن

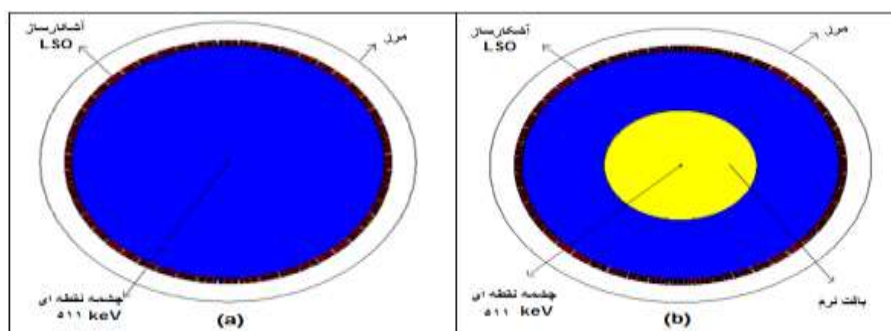
جدول ۱. ویژگی‌های حلقه آشکارساز پت بیوگرف ۶ زمینس [۲۴]

| ماده سوسوزن | LSO | FOV در راستای تخت بیمار (mm) | ۱۶۲ |
|-----------------------|--------|------------------------------|-----|
| ابعاد بلور (mm) | ۴×۴×۲۰ | FOV عمود بر تخت بیمار (mm) | ۵۸۵ |
| تعداد بلور در هر بلاک | ۵۰۷ | قطر حلقه (mm) | ۸۳۰ |

آشکارسازها از بین می‌رود. در این مطالعه، موضوع پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای حلقه پت بر تصویربرداری پت در دو حالت بررسی شده است. در حالت اول طبق شکل a.۱ چشمه نقطه‌ای در مرکز حلقه و در داخل هوا قرار دارد و اثری از بافت نرم بدن در شبیه‌سازی وجود ندارد. اما چون عملاً در تصویربرداری پت چشمه یعنی همان رادیویزوتوپ تزریقی در داخل بدن بیمار است، در حالت دوم مطابق شکل b.۱، چشمه نقطه‌ای در مرکز کره‌ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتی‌متر (معادل ضخامت بدن انسان) قرار دارد. برای کاهش مدت زمان شبیه‌سازی و صرفه‌جویی در وقت، هندسه کلی دستگاه توسط یک کره بزرگ احاطه می‌شود، با این فرض که کد MCNPX ترابرد ذرات خروجی از این کره را متوقف کند. خروجی مورد استفاده از کد شبیه‌سازی برای این پژوهش تالی f8 یعنی همان تابع پاسخ (شمارش) آشکارساز در حجم یکی از آشکارسازهای حلقه است؛ زیرا بر اثر تقارن کروی نتایج به دست آمده برای یک آشکارساز قابل تعمیم به تمامی آشکارسازها و در نهایت سیستم آشکارسازی حلقه پت است. خطای آماری در این شبیه‌سازی از ۸ درصد تجاوز نکرده است.

۲.۲. هندسه شبیه‌سازی

از آنجایی که زوج پرتوهای گامای نابودی حاصل از نابودی الکترون و پوزیترون در دو جهت مخالف با انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت از محل توزیع رادیودارو تابش‌کننده پوزیترون در بدن پراکنده می‌شوند، پس می‌توان با تقریب خوبی محل توزیع رادیودارو را یک چشمه گاما با انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت فرض کرد. [۱۰، ۲۶] با توجه به این موضوع، هندسه چشمه در این مقاله به شکل چشمه نقطه‌ای همگن در مرکز حلقه پت فرض شده است که پرتوهای گامای ۵۱۱ کیلو الکترون ولت از آن به‌طور یک‌نواخت در تمام جهات تابش می‌شود. مطابق شکل a.۱، یک ۴۸ ضلعی به مرکز حلقه پت (رنگ آبی در شکل a.۱) که هریک از اضلاع آن بر سطوح داخلی یکی از آشکارسازها مماس است، فضای داخلی حلقه پت را تا دهانه آشکارسازها از فضای خارجی جدا می‌کند تا به این شکل با صفر کردن اهمیت فضای خارج از این ۴۸ ضلعی به غیر از آشکارسازها (رنگ سفید در شکل a.۱) در شبیه‌سازی، بتوان مطمئن بود که گاماها پراکنده خروجی از یک آشکارساز به هیچ وجه وارد آشکارسازهای مجاور نمی‌شود و در فضای کوچک بین



شکل ۱. هندسه حلقه پت شامل ۴۸ آشکارساز بلاک

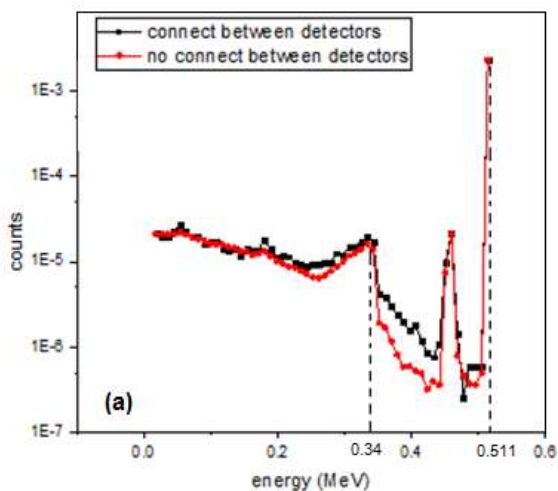
a: LSO بدون حضور بافت نرم؛ b: در حضور کره‌ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتی‌متر به مرکزیت حلقه، طراحی شده با کد MCNPX

پت روی عملکرد این دستگاه بهتر است تابع پاسخ آشکارساز را در دو حالت متفاوت بررسی و مقایسه کنیم. حالت اول این است که امکان ورود یک پرتو از آشکارسازی به آشکارساز دیگر وجود دارد

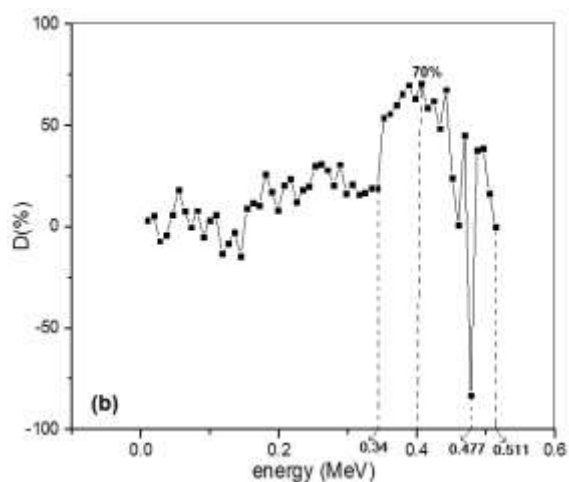
۳. یافته‌های پژوهش

برای بررسی اثر پراکندگی گاماها نابودی بین آشکارسازهای حلقه

پراکنده شده توسط اندرکنش کامپتون از داخل یک آشکارساز به آشکارسازهای مجاور در حلقه پت را بر تابع پاسخ آشکارسازهای آن بررسی کرد. تابع پاسخ آشکارسازهای پت در این دو حالت بدون حضور بافت نرم بدن در شبیه سازی مطابق شکل a.۲ به دست آمد.



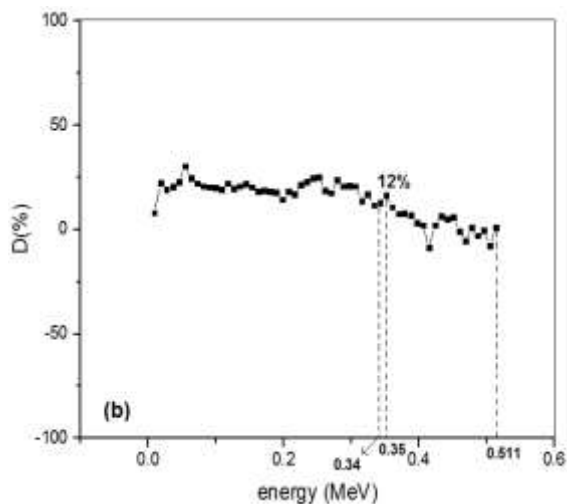
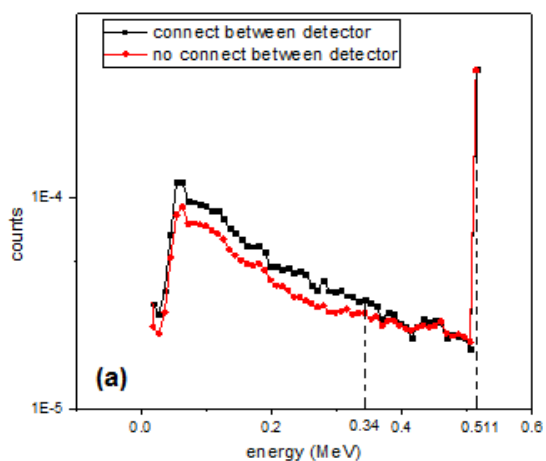
و حالت دوم این است که با صفر قرار دادن اهمیت فضای بین آشکارسازها تراپرد گاماها را خروجی از هر یک از آشکارسازها توسط کد قطع می شود و تقریباً احتمال رابطه بین آشکارسازها از بین می رود. به این ترتیب می توان به خوبی تأثیر گاماها را نابودی



شکل a.۲: تابع پاسخ آشکارساز پت در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه پت بدون حضور بافت نرم؛ b: نمودار درصد اختلاف نسبی بین این دو نمودار

بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتی متر به هندسه قبلی اضافه شد و مانند قبل تابع پاسخ آشکارساز در هر دو حالت بیان شده در شکل a.۳ رسم و با یکدیگر مقایسه شد.

از آنجایی که در تصویربرداری پت معمولاً گاماها را نابودی برای رسیدن به آشکارسازها باید از بافت نرم بدن عبور کنند، برای رسیدن به نتایج دقیق تر، مطابق شکل b.۱، یک کره از



شکل a.۳: تابع پاسخ آشکارساز پت در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه پت در حضور کره ای از بافت نرم به شعاع ۲۰ سانتی متر؛ b: نمودار درصد اختلاف نسبی بین این دو نمودار

همان طور که نمودار شکل a.۲ نشان داد، در انرژی های کمتر از ۳۴۰ کیلو الکترون ولت اختلاف ارتفاع بین نمودارها عملاً ناچیز بوده و دو نمودار تقریباً بر هم منطبق اند؛ اما در انرژی های بیشتر

۴. بحث و بررسی

۴.۱. ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه پت بدون بافت نرم

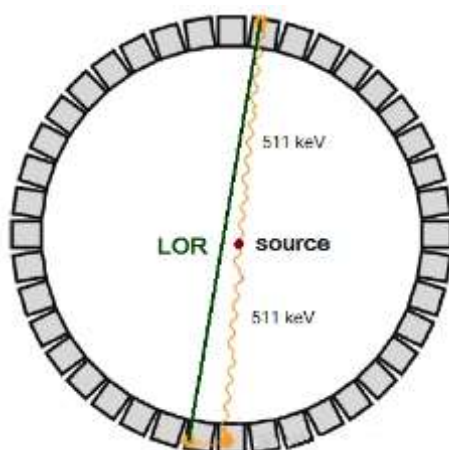
و عایق بودن یا نبودن آشکارسازها در شمارش آن‌ها تأثیری ندارد. اگر مجموع مقادیر درصد اختلاف نسبی را در محدوده پنجره انرژی محاسبه کنیم، جواب مثبت خواهد بود که نشان دهنده بیشتر بودن شمارش‌ها در حالت ارتباط بین آشکارسازها نسبت به حالتی است که آشکارسازها از یکدیگر جدا شوند. به عبارت دیگر اگر حلقه پت طوری طراحی شود که پرتوها از یک آشکارساز نتوانند به آشکارسازهای دیگر بروند، عملاً از میزان شمارش آن‌ها کاسته می‌شود. علت این پدیده آن است که با قطع رابطه بین آشکارسازها، برخی از گاماها نابودی پس از ورود به یکی از آشکارسازها می‌توانند تحت اندرکنش کامپتون از مسیر منحرف شوند و یا حتی بدون انحراف از آن فرار کنند و به جای رفتن به آشکارساز مجاور و ثبت در آنجا، در فضای بین آشکارسازها جذب و نابود شوند. به این صورت، تاریخچه فوتون بدون ثبت در هیچ یک از آشکارسازهای حلقه پت به پایان می‌رسد و از شمارش آشکارسازها کاسته می‌شود. افت شمارش آشکارسازهای پت به شدت حساسیت دستگاه را کاهش می‌دهد. از یک سو با توجه به اینکه در تصویربرداری پت مسئله ثبت هم‌زمان دو پرتو توسط دو آشکارساز مطرح است، این کاهش شمارش در محدوده پنجره انرژی در افت حساسیت سیستم پت تأثیر دوچندان دارد. مسئله کاهش حساسیت پت در ازای افزایش رزولوشن به کمک روش‌های حذف پرتوهای نابودی پراکنده شده در داخل آشکارسازها یا بین آن‌ها یکی از چالش‌های پیش روی محققان در این زمینه است. [۲۲، ۲۶-۲۷] از سوی دیگر در صورت امکان ارتباط بین آشکارسازها و ثبت یک گامای پراکنده از یک آشکارساز در آشکارساز مجاور یا آشکارسازهای دیگر خط پاسخ به دست آمده در این حالت مطابق شکل ۴ از محل توزیع رادیودارو (چشمه) نمی‌گذرد و به عبارت بهتر با خط پاسخ صحیح اندکی تفاوت دارد که این مسئله خود باعث ایجاد یک پس‌زمینه در عکس پت و کاهش رزولوشن می‌شود [۹، ۱۳]؛ ولی از آنجایی که اکثر گاماها در صورت خروج از یک آشکارساز با احتمال زیاد در همان آشکارسازهای مجاور ثبت می‌شوند، خط پاسخ ایجاد شده با خط پاسخ صحیح تفاوت چندانی ندارد و می‌توان از این خطا در مقابل اهمیت بالا بودن حساسیت پت صرف نظر کرد.

از ۳۴۰ کیلوکترتون ولت تا انتهای نمودار، یعنی انرژی ۵۱۱ کیلوکترتون ولت، این انطباق از بین رفته است؛ به طوری که در حالت عدم ارتباط بین آشکارسازها میزان شمارش‌ها نسبت به حالت ارتباط آشکارسازها افت بسیاری می‌کند؛ بنابراین اختلاف در تابع پاسخ آشکارساز بین دو حالت قید شده عملاً به همین بازه انرژی (۳۴۰-۵۱۱ کیلوکترتون ولت) منحصر می‌شود. نکته قابل توجه این است که این بازه انرژی با تقریب خوبی بر پنجره انرژی تعریف شده برای آشکارسازهای دستگاه‌های پت منطبق است. برای بررسی بیشتر چگونگی اختلاف تابع پاسخ آشکارساز در هر دو حالت، درصد تفاوت نسبی بین دو نمودار در هر انرژی مطابق فرمول ۱ محاسبه و در نمودار شکل b.۲ آورده شده است.

فرمول ۱

$$D(\%) = \frac{C(\text{ارتباط بین آشکارسازها}) - C(\text{عدم ارتباط بین آشکارسازها})}{C(\text{ارتباط بین آشکارسازها})} \times 100$$

در این فرمول، (ارتباط بین آشکارسازها) C و (عدم ارتباط بین آشکارسازها) C به ترتیب شمارش آشکارسازها در حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه پت است. همان‌طور که نمودار b.۲ نیز نشان داد، درصد اختلاف نسبی در محدوده پنجره انرژی در اکثر نقاط مثبت است که با توجه به فرمول ۱ نشان دهنده کاهش شمارش آشکارسازها در صورت عدم ارتباط بین آشکارسازها یا همان عایق کردن آن‌هاست. این کاهش شمارش‌ها در مجاورت لبه پایینی پنجره انرژی (از ۳۴۰ کیلوکترتون ولت تا ۴۵۰ کیلوکترتون ولت) قابل توجه است؛ به طوری که در انرژی ۴۰۰ کیلوکترتون ولت به ۷۰ درصد می‌رسد. از انرژی ۴۵۰ کیلوکترتون ولت به بعد تا قله تمام انرژی، درصد اختلاف نسبی، باینکه در تمام انرژی‌ها به جز انرژی ۴۷۷ کیلوکترتون ولت مثبت است، در مقایسه با لبه پایینی پنجره انرژی افت قابل توجهی می‌کند و در قله تمام انرژی به صفر می‌رسد. صفر شدن درصد اختلاف نسبی در قله تمام انرژی یا همان انرژی ۵۱۱ کیلوکترتون ولت دور از انتظار نیست؛ زیرا اغلب پرتوهای در قله تمام انرژی ثبت می‌شوند که با اولین اندرکنش با ماده سوسوزن آشکارساز تحت یک رخداد فوتوالکتریک جذب آن شوند. از این سو این پرتوها تحت اندرکنش کامپتون قرار نمی‌گیرند و از آشکارساز نمی‌گریزند



شکل ۴. نحوه ایجاد خط پاسخ غیرصحیح در صورت پراکندگی و ثبت گاما در آشکارساز مجاور

عایق‌بندی و عدم ارتباط نوری بین آشکارسازهای پت باعث کاهش شمارش آشکارسازها در محدوده پنجره انرژی می‌شود که علت آن ذکر شد. از طرفی با مقایسه تابع پاسخ‌های آشکارساز پت در دو حالت حضور و عدم حضور بافت نرم در شکل‌های ۲ و ۳، روشن است که کاهش میزان شمارش‌ها در تابع پاسخ آشکارسازها در محدوده پنجره انرژی در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آن‌ها باوجود بافت نرم بدن کمتر است نسبت به اینکه هیچ بافت نرمی در مسیر گاماها ناپودی برای رسیدن به آشکارسازهای حلقه پت نباشد. این بدان معناست که باوجود بافت نرم، جداسازی آشکارسازها چندان از میزان ثبت پرتوها نمی‌کاهد. بنابراین روش پیشنهادی ما برای حذف پراکندگی‌های آشکارسازهای پت در تصویربرداری‌های ناحیه شکم — که معمولاً ضخامت قابل توجهی از بافت نرم در اطراف چشمه پوزیترون‌دهنده وجود دارد — تأثیر بیشتری در بهبود کیفیت تصویر در مقایسه با تصویربرداری‌هایی نظیر تصویربرداری از سر و گردن دارد. در تابع پاسخ آشکارساز در حالت عدم حضور بافت نرم (شکل ۲a) قله‌ای در انرژی ۴۵۰ کیلوالکترون‌ولت دیده می‌شود. این قله که به قله فرار ایکس مشخصه معروف است، در آشکارسازهایی که سطح آن‌ها نسبت به حجمشان کوچک است، رخ می‌دهد و علت آن رخدادهای فوتوالکتریک پرتوی فرودی با آشکارساز در نزدیکی جداره‌های آن است. وقتی یک رخداد فوتوالکتریک در نزدیکی جداره رخ می‌دهد، پرتوی ایکس حاصل از گذار اتمی با احتمال بالا از آشکارساز می‌گریزد و انرژی خود را به آن نمی‌سپارد. بنابراین پرتو فرودی با انرژی کمتری از مقدار اولیه ثبت می‌شود. چون تعداد این رخدادها زیاد است، شمارش در این انرژی زیاد می‌شود و قله فرار در تابع پاسخ آشکارساز تشکیل می‌شود.

۴.۲. ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای حلقه پت باوجود کره‌ای از بافت نرم

با توجه به نمودار شکل ۳a که تابع پاسخ آشکارساز پت را در دو حالت ارتباط و عدم ارتباط بین آشکارسازهای پت در حضور بافت نرم بدن نشان می‌دهد، می‌توان گفت علاوه بر شبیه بودن شکل کلی تابع پاسخ آشکارساز در دو حالت، شمارش‌ها تقریباً در سرتا سر پنجره انرژی به هم نزدیک است. مجدداً به منظور بررسی دقیق‌تر این شکل، درصد اختلاف نسبی بین دو نمودار در هر انرژی مطابق فرمول ۱ محاسبه و در نمودار شکل ۳b ترسیم شد. این نمودار نشان می‌دهد درصد اختلاف نسبی در اکثر انرژی‌ها در بازه پنجره انرژی مثبت است. بیشترین درصد اختلاف نسبی در این بازه به ۱۲ درصد در انرژی ۳۵۰ کیلوالکترون‌ولت می‌رسد. از این انرژی که همان آستانه پایین پنجره انرژی است، به سمت انرژی‌های بالاتر، مقدار درصد اختلاف نسبی کاهش می‌یابد و در قله تمام‌انرژی تقریباً صفر می‌شود. این نکته که در نمودار درصد اختلاف نسبی شکل ۲a نیز به وضوح مشاهده شد، نشان می‌دهد اکثر پرتوهای پراکنده شده بین آشکارسازهای حلقه پت در محدوده آستانه پایین پنجره انرژی ثبت می‌شوند. این یافته می‌تواند به خوبی محدوده انرژی پرتوهای پراکنده شده بین آشکارسازها را نشان دهد. این محدوده در حضور بافت نرم بازه ۳۵۰ کیلوالکترون‌ولت تا ۴۰۰ کیلوالکترون‌ولت و در عدم حضور بافت نرم ۳۵۰ کیلوالکترون‌ولت تا ۴۵۰ کیلوالکترون‌ولت است. مقادیر درصد اختلاف نسبی نمودار ۳b در محدوده پنجره انرژی، مانند حالت عدم حضور بافت نرم مقداری مثبت است. این مسئله حاکی از آن است که در حضور بافت نرم نیز

پاسخ میزان در صد اختلاف نسبی بین دو نمودار تابع پاسخ را تاحدودی کاهش می‌دهد. [۲۹]

حساسیت و رزولوشن فضایی دو ویژگی مهم در تعیین کیفیت دستگاه پت است. مطابق نتایج این مقاله، عایق‌بندی نوری آشکارسازهای پت و جلوگیری از ثبت پرتو گامای پراکنده شده از یک آشکار ساز در آشکار سازهای دیگر حلقه، اگرچه تاحدی رزولوشن فضایی را افزایش می‌دهد، از طرف دیگر با کاهش شمارش‌های آشکارسازهای پت در محدوده پنجره انرژی از حساسیت دستگاه پت به‌خصوص در عدم حضور بافت نرم می‌کاهد. این در حالی است که در تصویربرداری‌های هسته‌ای نظیر پت، ثبت حداکثری پرتوها به‌علت محدودیت در استفاده از رادیودارو و عدم فراوانی تابش، بسیار حائز اهمیت است. بنابراین می‌توان گفت عایق‌بندی آشکارسازهای پت با هدف حذف پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازها، با توجه به اینکه بر هزینه ساخت آن نیز می‌افزاید، تأثیر چندانی در بهبود کیفیت تصویر پت ندارد. همچنین با علم به اینکه انرژی پرتوهای پراکنده بین آشکارسازهای پت عمدتاً در محدوده آستانه پایینی پنجره انرژی دستگاه پت قرار می‌گیرد، می‌توان افزایش آستانه پایینی پنجره انرژی آشکار ساز را برای حذف اثر این پرتوها به‌منظور افزایش رزولوشن و بهبود کیفیت تصویر پیشنهاد داد و بررسی آن را با در نظر گرفتن تمام عوامل دخیل در تصویربرداری پت به پژوهش‌های آینده موکول کرد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از کسانی که در نگارش این مقاله یاریگر ما بودند، قدردانی می‌شود. این مقاله بخشی از تحقیقات رساله دکتری نرگس آراسته است که در تاریخ ۹۵/۷/۲۵ با شماره ۵۵۵۰ در دانشگاه صنعتی شاهرود تصویب شده است.

[۲۸] تفاوت در انرژی بین قله فوتوپیک (۵۱۱ کیلو الکترون ولت) و قله فرار (۴۵۰ کیلو الکترون ولت) حدود ۶۰ کیلو الکترون ولت است که برابر انرژی بستگی الکترون به اتم در لایه K بلور LSO است. این خود گواهی بر صحت شبیه سازی است. اما در حضور بافت نرم (شکل ۳a) به‌علت پراکندگی کامپتون فوتون‌های نابودی در این محیط، این پرتوها در انرژی پایین‌تر از قله فوتوپیک ثبت می‌گردد و قله فرار تاحدودی محو می‌شود. همچنین در این حالت با افزایش شمار فوتون‌های فرودی پراکنده در بافت نرم با انرژی کمتر از ۵۱۱ کیلو الکترون ولت، از تمرکز پرتوهای ثبت‌شده به‌همراه پرتو ایکس فرار در یک انرژی خاص (۴۵۰ کیلو الکترون ولت) کاسته می‌شود.

شاخص ^{1}SF که معیاری برای ارزیابی میزان پراکندگی‌ها در تصویربرداری پت است و به‌صورت نسبت شمارش‌های پراکنده به کل شمارش‌ها (پراکنده و ناپراکنده) در محدوده پنجره انرژی تعریف می‌شود [۷]، با جداسازی آشکارسازها، در حالت عدم حضور بافت نرم از ۲ درصد به ۱ درصد و در حالت حضور بافت نرم از ۵۳ درصد به ۵۲ درصد کاهش می‌یابد. مقادیر به‌دست‌آمده برای SF نشان‌دهنده تأثیر اندک پراکندگی‌های کامپتونی بین آشکارسازهای پت در مقابل پراکندگی‌های حاصل از بدن بیمار در تصویربرداری پت است. آنچه تالی f8 در کد MCNPX به ما می‌دهد، همان طیف چشمه است که در آن، اثرات افت‌وخیزهای آماری، نوفه الکتریکی و ذخیره ناقص انرژی آشکار ساز لحاظ نشده است. این عوامل باعث ایجاد پهن شدگی در بین‌های انرژی در نمودار تابع پاسخ می‌شود. چون هدف این پژوهش فقط بررسی اثر جداسازی آشکارسازها بر نحوه ثبت پرتوهای نابودی بود، از اعمال این اثر در تابع پاسخ آشکار ساز صرف‌نظر شد. اما نتیجه محاسبات ما در این زمینه نشان داد اعمال این اثرات در تابع

References

- [1]. Ollinger JM, Fessler JA. Positron Emission Tomography. IEEE Signal Processing Mag. 1997; 14(1): 43-55.
- [2]. Cherry SR, Dahlbom M. PET: Physics, Instrumentation, and Scanners. In: Phelps ME, editor. Molecular Imaging and Its Biological Applications. 1sted. New York: Springer; 2004: 1-124.
- [3]. Saha GB. Positron Emission Tomography. In: Saha GB, editor. Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine. 3rded. New York: Springer; 2006: 182-225.
- [4]. Shaveste S, Shiri I, Dehlaghi V. Physics and Instrumentation of Nuclear Medicine. 1st ed. Tehran: RoyanPazhouh Publication; 2014: 169-200. (Persian)
- [5]. Martins L, Ferreira NC, Caramelo F, Ortigão C, Rodrigues AN, Rodrigues Fand others. Scatter Correction for Positron Emission Mammography using an Estimation of Trues Method Approach. Procedia Tech. 2012; 5: 903-11.
- [6]. Zaidi H, Koral KF. Scatter Correction Strategies in Emission Tomography. In: Zaidi H, editor. Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging. 1sted. Boston: Springer; 2006: 205-35.
- [7]. Zaidi H, Montandon ML. Scatter Compensation Techniques in PET. PET Clin. 2007; 2: 219-34.
- [8]. Araste N, Tavakoli-Anbaran H. Study of the Compton scattering effect of soft tissue in PET imaging by Monte Carlo method. J ShahidSadoughiUni Med Sci 2019; 27(4): 1467-81. (Persian)
- [9]. Zeraatkar N, Ay MR, Ghafarian P, Sarkar S, Geramifar P, Rahmim A. Monte Carlo-based evaluation of inter-crystal scatter and penetration in the PET subsystem of three GE

- Discovery PET/CT scanners. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 2011; 659: 508-14.
- [10]. Yoshida E, Tashima H, Yamaya T. Sensitivity booster for DOI-PET scanner by utilizing Compton scattering events between detector blocks. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A 2014; 763: 502-9.
- [12]. Szlávecz Á, Benyó B and others. A novel model and an environment for PET detector block simulation. Proceedings of the 7th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems 2009 Aug 12-14; Aalborg, Denmark.
- [13]. Spvrou N, Mesbahi E. A method of evaluating inter-detector scattering in block detectors for positron emission tomography. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 1999; 422: 672-6.
- [14]. Lee MS, Kang SK, Lee JS. Novel inter-crystal scattering event identification method for PET Detectors. Phys. Med. Biol. 2018; 63: 115-28.
- [15]. Yin Y, Chen X, Li C, Wu H, Komarov S, Guo Q and others. Evaluation of PET Imaging Resolution Using 350µm Pixelated CZT as a VP-PET Insert Detector. IEEE Trans. Nuc. Sci. 2014; 61(1): 154-61.
- [16]. Yoon C, Lee W, Lee T. Simulation for CZT Compton PET (Maximization of the efficiency for PET using Compton event). Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 2011; 652: 713-16.
- [17]. Yin Y, Chen X, Komarov S, Wu H, Wen J, Krawczynski H and others. Study of Highly Pixelated CdZnTe Detector for PET Applications. Phys. Procedia. 2012; 37: 1537-45.
- [18]. Abbaszadeh S, Garry C, Levin CS. Positioning true coincidences that undergo inter- and intra-crystal scatter for a sub-mm resolution cadmium zinc telluride-based PET system. Phys. Med. Biol. 2018; 63(2): 025012.
- [19]. Rafecas M, Boning G, Pichler BJ, Lorenz E, Schwaiger M, Ziegler SI. Inter-crystal scatter in a dual layer, high resolution LSO-APD positron emission tomography. Phys. Med. Biol. 2003; 48(7): 8-21.
- [20]. Auricchio N, Domenico G, Zavattini G, Milano L, Malaguti R. The performance of silicon detectors for the SiliPET project: A small animal PET scanner based on stacks of silicon detectors. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 2011; 628: 448-52.
- [21]. Wagadarikar A, Ivan A and others. Sensitivity Improvement of Time-of-Flight (ToF) PET Detector Through Recovery of Compton Scattered Annihilation Photons. IEEE Trans. Nucl. Sci. 2014; 61(1): 121-5.
- [23]. Kishimoto A, Kataoka J, Koide A, Sueoka K, Iwamoto Y, Taya T and others. Development of a compact scintillator-based high-resolution Compton camera for molecular imaging. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 2017; 845: 656-59.
- [24]. Gillam JE, Solevi P, Oliver IF, Casella C, Heller M, Joram C and others. Sensitivity recovery for the AX-PET prototype using inter-crystal scattering events. Phys. Med. Biol. 2014; 59: 4065-83.
- [25]. Gonias P, Bertsekas N, Karakatsanis N, Saatsakis G, Gaitanis A, Nikolopoulos D and others. Validation of a GATE model for the simulation of the Siemens BiographTM 6 PET scanner. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 2007; 571: 263-6.
- [26]. Fakhroo S, Geramifard P. Monte Carlo Simulation of the PET scanner of the Siemens Biograph6 PET/CT Imaging system using GATE. 20th annual meeting of Iranian society of nuclear medicine 2016 Oct 26-28; Mazandaran, Iran.
- [27]. Araste N, Tavakoli-Anbaran H. Validation of Monte Carlo simulation of the Siemens BiographTM 6 PET scanner. 21th annual and international nuclear medicine and molecular imaging congress 2017 Nov 22-24; Mashhad, Iran.
- [28]. Yoshida E, Tashima H, Hirano Y, Inadama N, Nishikido F, Murayama H and others. Spatial resolution limits for the isotropic-3D PET detector X'tal cube. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 2013; 728: 107-11.
- [29]. Stickel J, Cherry SR. High-resolution PET detector design: modeling components of intrinsic spatial resolution. 2005; Phys. Med. Biol. 50: 179-95.
- [30]. Knoll GF. Radiation Spectroscopy with Scintillators. In: Radiation Detection and Measurement. 4th ed. USA: John Wiley & Sons; 2010: 307-26.
- [31]. Araste N. An investigation of the effects of interior body parts near liver cancer on PET imaging by Monte Carlo simulation [dissertation]. Iran, Shahrood univ of tech. 2019. (Persian)

Investigating the Effect of Compton Scattering Between PET-Ring Detectors on Image Quality by Monte Carlo Simulation

Narges Araste*¹, Hossein Tavakoli-Anbaran²

1. PhD. student in nuclear physics, Kharazmi International Campus, Shahrood university of technology, Shahrood, Semnan, Iran
2. Associate Professor in nuclear physics, Faculty of Physics and Nuclear Engineering, Shahrood university of technology, Shahrood, Semnan, Iran

Abstract

Introduction: The Compton scattered annihilation gammas between PET detectors reduce spatial resolution by making an incorrect Line of Response. This paper, by presenting a new method, tried to remove these errors from PET imaging. In this way, the detectors were insulated so that scattered gammas from a detector can not enter other detectors of the PET ring.

Materials and Methods: First of all, the Siemens PET Biograph™ 6 scanner ring was simulated and then all detectors of this ring were isolated to resolve this error and investigate its impact on the Response Function of PET detectors.

Results: The analysis of the results of simulation showed that, the isolation of PET detectors reduced counts of detectors in the energy window, especially at the lower threshold (350 to 400 keV). This reduction with a spherical soft issue was less than without that. So that the maximum of the relative percentage difference for counts of detectors between connect and disconnect them was 70% (in 400 keV) and 12% (in 350 keV) in the absence and presence of soft tissue, respectively.

Conclusion: Although the isolation of the detectors boosted the resolution of PET, it removed some true coincidences and reduced the sensitivity of PET; therefore, it did not have much effect on image quality of PET. Also, a slight decrease in the count, with the soft tissue, shows the greater effect of the isolation of PET-detectors in improving image quality in abdominal imaging in comparison with other imaging such as head and neck imaging.

Received: 2017/06/23

Accepted: 2018/12/08

Keywords: PET scanner ring, Monte Carlo simulation, Compton scattering event, Spatial resolution, Sensitivity of PET.