مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره بیست و هفتم، شماره چهار، تیر ۱۳۹۸
تاریخ دریافت:۱۳۹۶/۱۲/۱۸
تاریخ پذیرش:۱۳۹۷/۸/۵

مطالعه و بررسی اثر پراکندگی حاصل از بافت نرم بدن در تصویربرداری پت به روش مونت‌کارلو

نرگس آراسته[۱]، حسین توکلی عنبران[۲*]

مقاله پژوهشی

مقدمه:در تصویربرداری پت احتمال دارد، یک یا هر دو گامای نابودی قبل از رسیدن به آشکارساز بر اثر اندرکنش کامپتون در بدن از مسیر خود منحرف شوند و خطای پراکندگی را ایجاد کنند.

روش بررسی:این مقاله که یک پژوهش شبیه‌سازی مونت‌کارلویی است، به بررسی اثر بافت نرم بدن بر این خطا می‌پردازد.به این منظور به‌وسیله کد شبیه‌سازیMCNPX، حلقه آشکارساز دستگاه پت/سی‌تی مدلBiograph^{TM}6به‌همراه یک هندسه ساده از بافت‌نرم شامل کره‌ای به مرکز حلقه پت با شعاع‌های مختلف (از ۰/۵ تا ۳۰ سانتی‌متر) و با در نظر گرفتن دو نوع توزیع مکانی برای چشمه گامای۵۱۱keV –نقطه‌ای و حجمی کروی با توزیع یکنواخت (حجمی)- شبیه‌سازی شد.

نتایج:بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای و حجمی، طوری پرتوهای گاما را پراکنده می‌کند که افت انرژی آن‌ها کم و تقریباً تمامی آن‌ها در محدوده پنجره انرژی ثبت می‌شوند. بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای در فاصله ۸ تا ۱۲ سانتی‌متری از چشمه و برای چشمه‌های حجمی کروی با توزیع یکنواخت، در فاصله ۸ سانتی‌متری از مرکز چشمه، بیشترین اثر پراکنندگی را در تصویربرداری پت دارند. اثرات پراکنندگی بافت نرم در اطراف چشمه نقطه‌ای از چشمه حجمی بیشتر است.

نتیجه‌گیری:در تصویربرداری پت اثر پراکنندگی اندام‌های مجاور محل توزیع رادیودارو بیشتر از اندام های غیرمجاور است. برای بافت نرم با ضخامت بالا(بیشتر از شعاع ۲۰سانتی‌متر) اثر افت زوج گاماهای نابودی در کنار اثر پراکندگی دیده می‌شود.با توجه به نتایج این تحقیق برای میزان افزایش دوز تزریقی به بیماران چاق، فاکتور ضخامت بدن بیمار در ناحیه شکمی می‌تواند جایگزین دقیق‌تری برای وزن بیمار باشد.

واژه‌های کلیدی:آشکارساز پت، بافت نرم بدن، پراکندگی کامپتون، شبیه‌سازی مونت کارلو

ارجاع:آراسته‌نرگس، توکلی عنبران‌حسین. **مطالعه و بررسی اثر پراکندگی حاصل از بافت نرم بدن در تصویربرداری پت به روش مونت کارلو**.مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۳۹۸؛ ۲۷ (۴): ۸۱-۱۴۶۷.

۱-دانشجوی دکتری فیزیک هسته‌ای، پردیس بین المللی خوارزمی، دانشگاه‌صنعتی‌شاهرود، ایران
۲-دانشیار فیزیک هسته‌ای، دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، دانشگاه صنعتی شاهرود، ایران
*(نویسنده مسئول)؛تلفن: (۲۶۵۸)۳۲۳۹۲۲۰۵-۰۲۳ ، پست الکترونیکی:tavakoli.anbaran@gmail.com، کد پستی :۳۶۱۹۹۹۵۱۶۱

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

مقدمه

امروزه پت (PET: Positron Emission Tomography) یک ابزار تصویربرداری منحصربه‌فرد است، که برای دستیابی به اطلاعات عملکردی از بدن انسان مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این تصویربرداری پوزیترون تابش شده از رادیوداروی تزریقی به بیمار پس از انجام واکنش نابودی با الکترون، یک زوج گامای هم انرژی با انرژی ۵۱۱keV در دو جهت مخالف تابش می‌کند. این زوج گاما پس از خروج از بدن توسط حلقه آشکارساز پت که در اطراف بدن بیمار قرار دارد به‌شکل هم‌زمان با ایجاد یک خط پاسخ آشکار می‌شوند(۴-۱). احتمال دارد زوج گامای نابودی قبل از رسیدن به آشکارساز تحت اندرکنش‌های غالبی چون فوتوالکتریک و کامپتون قرار گیرد. بر اثر این اندرکنش‌ها شار خروجی از بدن بیمار (I_x) مطابق رابطه ۱ نسبت به شار اولیه خروجی از چشمه (I_0) دچار افت شده و بر کیفیت تصویر تاثیر نامطلوب می‌گذارد که به آن خطای افت گویند. در این رابطه x ضخامت محیط (بدن بیمار) در مسیر پرتو و μ ضریب جذب خطی محیط به ازاء انرژی پرتو گامای اولیه است (۵، ۲-۱).

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} \quad (۱)$$

امروزه تصویربرداری سی‌تی همراه با تصویربرداری پت در دستگاه پت/سی‌تی، به‌خوبی تصحیح افت را در کنار دیگر مزایا انجام می‌دهد(۹-۶و۴-۲). اما یکی از مشکلات دیگر در تصویربرداری پت خطای حاصل از پراکندگی است. این خطا زمانی رخ می‌دهد که یکی یا هر دوی زوج گاماهای نابودی که قرار است به شکل هم‌زمان ثبت شوند تحت رخداد کامپتون پراکنده شده و از مسیر اصلی خود منحرف شوند(۱۱،۱۰). تصحیح این خطا سخت‌ترین تصحیح در پت است زیرا اکثر گاماهای نابودی در صورت رخداد کامپتون مطابق رابطه کلین-نشینا در زاویه کمتر از ۶۰ درجه منحرف می‌شوند(۱). با توجه به رابطه ۲ که از روابط حاکم بر پراکندگی کامپتون به‌دست می‌آید و انرژی گامای نابودی را پس از پراکندگی تحت زاویه θ می‌دهد، (۱،۵)

$$E_{SC}(keV) = 511/(2 - cos\theta) \quad (۲)$$

پرتوهای گاما در این شرایط چندان دچار افت انرژی نشده ولی چون پس از پراکندگی کامپتون از مسیر اصلی خود منحرف می‌شوند، با ایجاد یک خط پاسخ نادرست در تصویربرداری خطا ایجاد می‌کنند که این خطا با ایجاد یک پس‌زمینه مستقیماً کنتراست تصویر را کاهش می‌دهد(۱۲-۱۰). اگر آشکارسازهای پت فقط گامای ۵۱۱keV را ثبت و بقیه را حذف کنند می‌توان از شر این خطا خلاص شد اما به دو دلیل این کار غیر ممکن است. دلیل اول این‌که برای ثبت انحصاری پرتوهای۵۱۱keV به آشکارسازهایی با قدرت تفکیک خیلی بالا نیاز است اما حتی بهترین آشکارساز سوسوزن با این شرط –مثل NaI(Tl)– ، چنین قدرت تفکیکی ندارد پس عملاً انجام این کار غیر ممکن است. دلیل دوم این که اگر یک پرتو بدون اندرکنش به آشکارساز برسد ممکن است نتواند تمام انرژی خود را به آشکارساز بسپارد و با انرژی۵۱۱keV ثبت شود، در این صورت اگر پنجره انرژی خیلی باریک باشد یک رخداد صحیح به راحتی از دست رفته و حساسیت دستگاه افت می‌کند. از این رو آشکارسازهای دستگاه پت برای داشتن عملکرد مناسب، با یک پنجره انرژی نسبتاً پهن ۳۵۰keV تا ۶۵۰keV کار می‌کنند (۱،۱۱). تصحیح پراکندگی در اطلاعات با این پهنا در پنجره انرژی به‌خصوص در تصویربرداری سه بعدی بسیار ضروری است. اگر چه رخدادهای پراکنده - با توجه احتمال بالای زوایای پراکندگی زیر ۶۰ درجه در امتداد زاویه دید پخش شده و یک توزیع فضایی پایین ایجاد می‌کنند اما برای رسیدن به یک کنتراست بالا و تصویری واضح و قابل قبول با قدرت تشخیص مناسب باید تصحیح پراکندگی روی اطلاعات به‌دست آمده از دستگاه قبل از بازسازی تصویر اعمال شود(۱). برای انجام تصحیحات مربوط به پراکندگی روش‌های مختلفی وجود دارد که از میان این روش‌ها استفاده از پنجره انرژی دوگانه یا چندگانه(۱۷-۱۳)، استفاده ازمتوقف‌کننده پرتو(سپتا) (۲۰-۱۸)، استفاده از شبیه‌سازی(۲۷-۲۱) و... وجود دارد.از طرفی در تصویربرداری پت سه محیط پراکننده برای گاماهای نابودی محتمل است. بدن بیمار، آشکارسازها و اجزاء دیگر دستگاه مانند تخت بیمار یا مواد به‌کار رفته در پوشش‌ها و موازی‌سازها، که از میان این سه

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

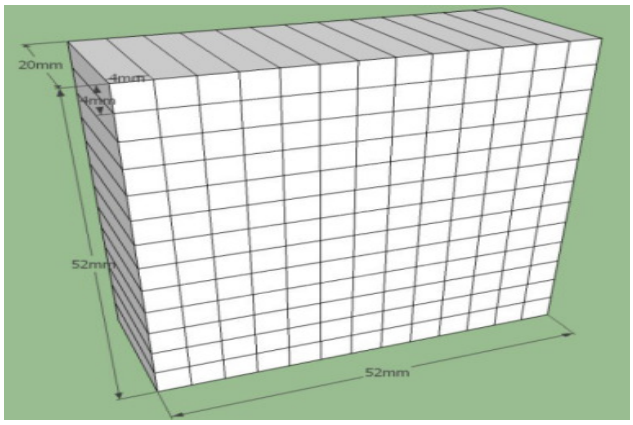
[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

محیط احتمال پراکندگی پرتو قبل از رسیدن به آشکارساز در بدن بیمار نسبت به دو محیط دیگر بیشتر است(۱۱). از آن‌جا که قسمت عمده‌ای از بدن بیمار به‌خصوص در ناحیه شکمی را بافت نرم فراگرفته است و اندرکنش غالب در این بافت برای پرتوهای ۵۱۱keV پراکندگی کامپتون می‌باشد(۲). بنابراین در این مطالعه با ارائه یک الگوی ساده میزان پراکندگی این پرتوها در بافت نرم بدن با توجه به ضخامت این بافت بررسی شده است، تا بتوان با بررسی نتایج حاصل از آن به تاثیر اندام‌های داخلی (بافت نرم با ابعاد کوچک) و بافت‌های عضلانی و چربی اطراف آن‌ها(بافت نرم با ابعاد بزرگ)، که همگی را می‌توان با دقت خوبی بافت نرم به‌حساب آورد، بر پراکنده کردن زوج گامای نابودی خروجی از یک چشمه رادیواکتیو در داخل بدن در مسیر رسیدن به حلقه آشکارساز پت، پی برد. هم‌چنین در این مقاله عامل توزیع مکانی چشمه و ابعاد آن بر روی پراکندگی پرتوها در بافت نرم مورد مطالعه قرار گرفته است با این هدف که اثر نحوه توزیع رادیودارو در بدن روی پراکندگی پرتوها در این بافت نیز بررسی شود.

روش بررسی

۲-۱: معرفی دستگاه پت شبیه‌سازی شده

این مقاله یک مطالعه شبیه‌سازی مونت کارلویی است که تمامی شبیه‌سازی‌ها در آنتوسط کد شبیه‌سازی مونت کارلوMCNPX ورژن ۲.۶.۰ انجام شده است.حلقه پت شبیه‌سازی شده در این مقاله، متعلق به دستگاه پت ساخت شرکت Siemens مدل Biograph™ 6 است. در حلقه این دستگاه پت که در حال حاضر یکی از دستگاه‌های پت کلینیکی رایج در دنیا است، ۲۴۳۳۶ بلور سوسوزن LSO (lutetium oxyorthosilicate) با مساحت سطح $۴*۴mm^۲$ و ضخامت ۲۰mm وجود دارد. هر حلقه از کنار هم قرار گرفتن ۴۸ بلاک دتکتور - در راستای عمود بر تخت بیمار (Transaxial) تشکیل شده وهمان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است هر بلاک دتکتور خود شامل ۱۳*۱۳ (۱۶۹ بلور در هر بلاک) بلور LSO است. حلقه نهایی پت از کنار هم قرار گرفتن سه حلقه در راستای تخت بیمار (axial) ساخته می‌شود. قطر حلقه این پت ۸۳cm است(۳۰-۲۸). شبیه‌سازی به این شکل انجام شد که ابتدا یک بلاک دتکتور ۱۳*۱۳ مطابق شکل ۱ تعریف شد، سپس به وسیله کارت انتقال tr یک بلاک دتکتور دیگر درست روبروی آن رسم شد. ۲۳ بلاک دتکتور دیگر با رعایت فاصله از بلاک دتکتور اولی تعریف شد و برای هر کدام بلاک روبرویی آن رسم گردید تا در نهایت حلقه کامل پت شامل ۴۸ بلاک دتکتور مطابق شکل۲ ایجاد شد. برای رسیدن به حلقه آشکارساز مطلوب به کمک کارت trcl دو حلقه دیگر مشابه حلقه مورد نظر در کنار آن ایجاد شد. صحت این شبیه‌سازی در مقاله(۳۱) توسط نویسنده و همکار بررسی و تایید شده است.

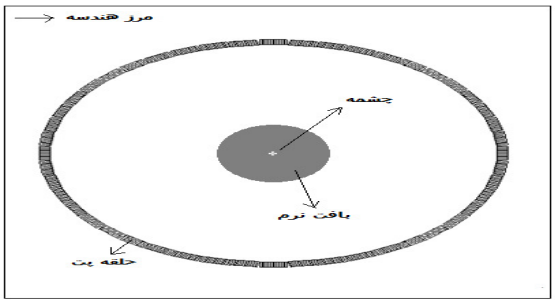


شکل۱: ساختمان یک بلاک دتکتور که از۱۶۹(۱۳*۱۳) بلور LSO به سطح مقطع $۴*۴ mm^۲$ و ضخامت ۲۰mm تشکیل شده است.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]
[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

۲-۲: هندسه شبیه‌سازی

از آن‌جایی که زوج پرتوهای گامای نابودی حاصل از نابودی الکترون و پوزیترون در دو جهت مخالف با انرژی ۵۱۱keV از محل توزیع رادیودارو تابش‌کننده پوزیترون در بدن پراکنده می‌شوند، پس می‌توان با تقریب خوبی محل توزیع رادیودارو در بدن را به‌عنوان یک چشمه گاما با انرژی ۵۱۱keV فرض کرد که گاماهای نابودی را در تمامی جهات به‌شکل یکنواخت پراکنده می‌کند. از طرفی برای نحوه توزیع رادیودارو در بدن می‌توان دو حالت عمده در نظر گرفت، اول این‌که رادیو دارو در یک نقطه از بدن مثل در یک تومور سرطانی متمرکز شده و شروع به تابش پوزیترون کند و حالت دوم این‌که رادیودارو در قسمت وسیع‌تری مانند بافت کبدی پخش شده و شروع به تابش کند. به‌همین علت ما در این مطالعه دو نوع چشمه با توزیع مکانی متفاوت در داخل بافت نرم بدن در نظر گرفته و اثر پراکندگی بافت نرم را روی گاماهای خروجی از هر چشمه به‌طور جداگانه بررسی کردیم. چشمه نوع اول مطابق شکل ۲ چشمه‌ای نقطه‌ای است که در مرکز حلقه پت و در مرکز کره‌ای از بافت نرم قرار دارد و گاماهایی با انرژی ۵۱۱keV را به‌طور یکنواخت در تمامی جهات تابش می‌کند و حالت دوم چشمه‌ای است کروی با توزیع حجمی یکنواخت به مرکزیت حلقه پت و در مرکز کره‌ای از بافت نرم قرار دارد و پرتوهای گامای ۵۱۱keV را در تمامی جهات به‌طور یکنواخت تابش می‌کند. همان‌طور که اشاره شد محیط پراکننده گاماهای نابودی در این مطالعه بافت نرم بدن است. این محیط کره‌ای به مرکزیت حلقه پت است. برای بررسی بیشتر اثر پراکنندگی بافت نرم در تصویربرداری پت اندازه این کره در هر دو حالت چشمه ابعاد مختلفی به خود می‌گیرد و تابع پاسخ آشکارساز در شعاع‌های مختلف بافت نرم شامل ۰/۵ ، ۱ ،۱/۵ ، ۳ ، ۴ ، ۸ ، ۱۲ ،۱۶، ۲۰ ، ۳۰ سانتی‌متری بررسی و با هم مقایسه می‌شود. همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده است، برای کاهش مدت زمان شبیه‌سازی و صرفه‌جویی در وقت، هندسه کلی دستگاه توسط یک مکعب بزرگ احاطه شده با این فرض که کد MCNPX ترابرد ذرات خروجی از این مکعب را متوقف کند. اندرکنش غالب برای گامای ۵۱۱keV در بافت نرم ابتدا پراکندگی کامپتون و سپس جذب فوتوالکتریک است زیراضریب جذب خطی گامایی با این انرژی در بافت نرم برای پراکندگی کامپتون ۴۸۰۰ (۲) برابر فوتوالکتریک است و اندرکنش‌های دیگری نظیر پراکندگی همدوس و ... نیز وجود دارد که اهمیت آن‌ها در مقابل دو اندرکنش فوتوالکتریک و به‌خصوص پراکندگی کامپتون بسیارناچیز است. هم‌چنین در این شبیه‌سازی کد MCNPX علاوه بر ترابرد فوتون‌های نابودی خروجی از چشمه، الکترون‌های تولید شده بر اثر اندرکنش‌های یون‌ساز فوتون با محیط را نیز ترابرد می‌کند و بنابراین فوتون‌های حاصل از تابش ترمزی الکترون‌ها نیز ترابرد و در صورت رسیدن به آشکارسازهای حلقه پت در آن‌ها ثبت خواهند شد. پراکندگی‌های چندگانه فوتون‌ها در این شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است. حد قطع فوتون و الکترون در این شبیه سازی مطابق پیش فرض کد برای هر دو ذره ۱keVاست، به این معنا که کد فوتون‌ها و الکترون‌های کمتر از این انرژی را ترابرد نمی‌کند.



شکل۲: هندسه مساله با وجود یک چشمه نقطه‌ای و کره‌ای از بافت نرم رسم شده توسط کد MCNPX

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]
[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

خروجی به‌دست آمده از کد MCNPX در این شبیه‌سازی تالی F8، معروف به تالی ارتفاع پالس در حجم آشکارسازهای منظور همان بلاک دتکتورهاست حلقه پت است که مقدار فراوانی فوتون‌های ثبت شده در هر سلول انرژی را بیان می‌کند زیرا هدف ما در این مطالعه بررسی چگونگی پاسخ آشکارسازهای پت در مقابل پراکندگی‌های ایجاد شده توسط بافت نرم بدن است. از آن‌جایی که روند محاسبه تالی F8 به طور ذاتی آنالوگ می‌باشد و این تالی با روش‌های کاهش واریانس چندان سازگار نیست لذا برای رسیدن به خروجی با خطای آماری کم مدت زمان کافی برای شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است.هم‌چنین در این مطالعه بیش از ۳۰ برنامه شبیه‌سازی اجرا شده و خطای آماری نتایج به‌دست آمده در تمامی برنامه‌ها از۸ درصد تجاوز نکرده است.

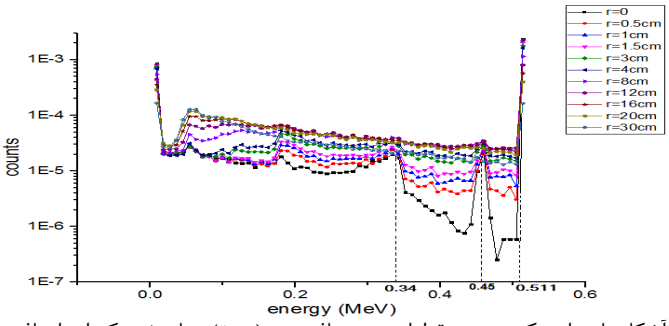
ملاحظات اخلاقی

این تحقیق بخشی از رساله دکتری نرگس آراسته است که پروپوزال آن در تاریخ ۹۵/۷/۲۵ با شماره ۵۵۵۰ در دانشگاه صنعتی شاهرود تصویب گردیده است.

نتایج

۳-۱: چشمه نقطه‌ای

در ابتدا یک چشمه نقطه‌ای ۵۱۱keV را که معادل متمرکز شدن رادیودارو در نقطه‌ای از بدن است این حالت معادل تجمع رادیودارو در محل تومورها به شکل ایده‌آل است. در مرکز حلقه پت شبیه‌سازی شده قرار می‌دهیم، به‌دلیل تقارن کروی حلقه و هندسه، تابع پاسخ تمامی آشکارسازهای حلقه پت کاملاً شبیه یکدیگرند. به‌همین دلیل یکی از آشکارسازها را به‌عنوان آشکارساز مرجع انتخاب کرده و تابع پاسخ این آشکارساز را در تمامی حالت‌ها مبنای مقایسه قرار می‌دهیم. پس از به‌دست آوردن تابع پاسخ آشکارساز حاصل از چشمه نقطه‌ای در غیاب بافت نرم (r=۰)، در مرحله بعد کره‌ای از بافت نرم را باز هم به مرکزیت حلقه پت و چشمه مطابق شکل ۲ ، با شعاع‌های مختلف ۰/۵ ، ۱ ، ۱/۵، ۳ ، ۴ ، ۸ ، ۱۲ ، ۱۶، ۲۰ ، ۳۰ سانتی‌متری به هندسه شبیه‌سازی اضافه کرده و برای هر کره نمودار تابع پاسخ آشکارساز را به‌دست می‌آوریم. تابع پاسخ آشکارساز برای این چشمه نقطه‌ای در آشکارساز مورد نظر به‌ازاء هر کره مطابق شکل ۳ است.

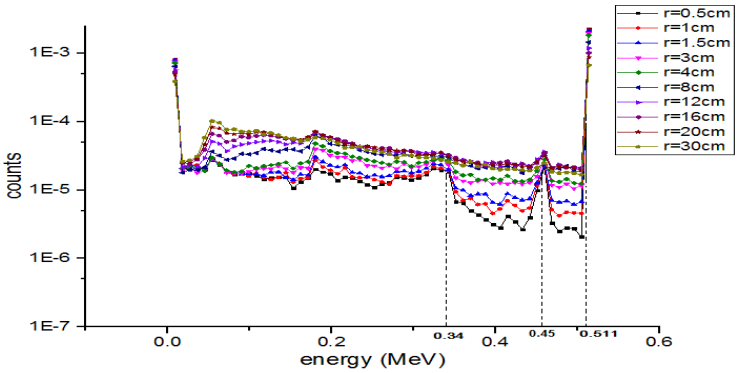


شکل ۳: تابع پاسخ آشکارساز برای یک چشمه نقطه‌ای بدون بافت نرم (r=۰) و با حضور کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف

۳-۲- چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت

در این مرحله یک چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت به مرکزیت حلقه پت با شعاع ۰/۵ سانتی‌متر تعریف می‌کنیم. سپس کره‌ای از بافت نرم را با همین شعاع باز هم به مرکزیت حلقه پت به هندسه اضافه کرده به طوری که چشمه تمامی حجم بافت نرم را پوشش دهد. همان‌طور که گفته شد این حالت معادل توزیع یکنواخت رادیودارو در سرتاسر بافت نرم است. برای بررسی بیشتر اثر پراکنندگی بافت نرم روی گاماهای نابودی خروجی از این نوع چشمه همین هندسه را برای شعاع‌های دیگر شامل ۱ ، ۱/۵، ۳ ، ۴ ، ۸ ، ۱۲ ، ۱۶، ۲۰ ، ۳۰ سانتی‌متری نیز انجام داده و در نهایت تابع پاسخ آشکارساز پت به‌دست آمده در تمامی حالت‌ها را به‌دست آورده و در نمودار شکل ۴ رسم کرده‌ایم.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]
[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]



شکل ۴: تابع پاسخ آشکارساز برای چشمه حجمی کروی یکنواخت با شعاع‌های مختلف در داخل کره ای از بافت نرم به همان شعاع

بحث

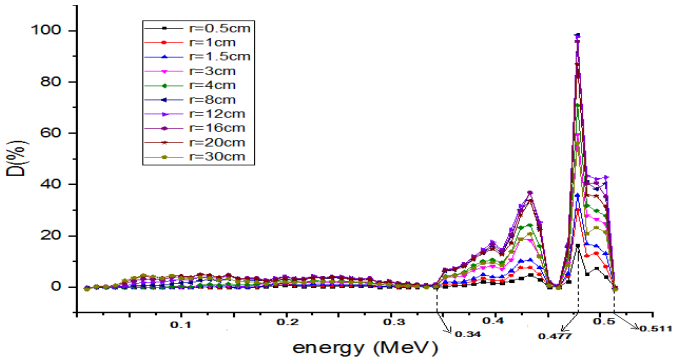
۴-۱- چشمه نقطه‌ای

به‌منظور بررسی اثر بافت نرم در تصویربرداری پت به کمک روش مونت‌کارلو، ابتدا حلقه آشکارساز پت زیمنس مدل Biograph6توسط کد مونت کارلو MCNPX شبیه‌سازی شد. با در نظر گرفتن یک چشمه نقطه‌ای در مرکز این حلقه و کره‌هایی از بافت نرم به شعاع‌های ۰/۵ تا ۳۰ سانتی‌متری و سپس چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت در داخل کره‌هایی ازبافت نرم با همان ابعاد قبل، تابع پاسخ آشکارساز پت برای تک تک حالت‌ها به‌دست آمد. برای سهولت در مقایسه و بررسی نتایج، تابع پاسخ برای چشمه نقطه‌ای در شعاع‌های مختلف کره بافت نرم در یک نمودار مطابق شکل ۳ و برای چشمه حجمی کروی نیز به همین صورت در نمودار شکل ۴ آورده شده است. با بررسی تابع پاسخ حاصل از چشمه نقطه‌ای در آشکارسازهای پت در حالتی که بافت نرم وجود ندارد(منحنی r=۰) -چون احتمال اندرکنش گاماهای نابودی در محیط اطراف چشمه که از هوا پر است، ناچیز می‌باشد.- به خوبی می‌توان اثر پراکندگی گاماهای نابودی را در داخل آشکارساز مشاهده کرد. در این حالت گر چه گاماهای نابودی با انرژی۵۱۱keV به آشکارساز می‌رسند اما همگی آن‌ها در کانال همین انرژی ثبت نمی‌شوند که این موضوع مربوط به قدرت تفکیک آشکارساز است. وقتی کره‌ای از بافت نرم حتی با شعاع کوچک ۰/۵ سانتی‌متر در اطراف چشمه قرار بگیرد گاماهای خروجی از چشمه ناچارند برای رسیدن به آشکارساز از این محیط بگذرند. اگر چه احتمال اندرکنش با توجه به چگالی بافت نرم و ابعاد بافت در شعاع ۰/۵ سانتی‌متری کم است اما همان‌طور که در شکل ۳(نمودار رنگ قرمز) مشاهده می‌شود، تابع پاسخ آشکارساز با حالت قبلی که هیچ بافت نرمی اطراف چشمه وجود نداشت(نمودار رنگ سیاه)، متفاوت است. به این صورت که از شمارش‌های قله تمام انرژی کاسته شده و به تعداد شمارش‌ها در انرژی‌های پایین‌تر افزوده می‌شود. قسمت عمده این افزایش مربوط به محدوده لبه کامپتون (۳۴۰keV) تا قله فوتوالکتریک (۵۱۱keV) است، که همان پنجره انرژی تعریف شده برای آشکارسازهای حلقه پت است. هر چه شعاع کره بافت نرم بیشتر شود شمارش‌ها باز هم در محدوده پنجره انرژی و حتی انرژی‌های پایین‌تر از آن نیز افزایش می‌یابد که به خوبی اثر پراکنندگی بافت نرم بدن را روی گاماهای خروجی از چشمه نشان می‌دهد. نکته قابل توجه این‌که از شعاع ۱۲ سانتی‌متر به بعد شمارش‌های آشکارساز در محدوده پنجره انرژی به جای افزایش، کاهش می‌یابد. برای بررسی بیشتر اگر مطابق فرمول ۳، درصد تفاوت نسبی شمارش‌ها در هر انرژی را در حالت وجود بافت نرم در هر شعاع از حالتی که بافتی وجود ندارد (r=۰) کم کنیم با تقریب مناسبی می‌توان میزان اثر پراکندگی حاصل از بافت نرم روی گاماهای خروجی از چشمه را فارغ از پراکندگی‌های داخل آشکارساز به‌دست آورد. شکل ۵ میزان این افتراق را در هر انرژی و برای هر شعاع بافت نرم نشان می‌دهد.

$$D(\%) = \frac{counts(r) - counts(r=0)}{counts(r=0)} \times 100 \qquad (۳)$$

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]
[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

منحنی به خوبی نشان می‌دهد که میزان اختلاف یا به عبارتی اثر پراکندگی حاصل از بافت نرم بیشترین تاثیر خود را در محدوده بعد از لبه کامپتون تا قله تمام انرژی می‌گذارد. یعنی بافت نرم پرتوها را در حدی پراکنده می‌کند تا انرژی آن‌ها به میزانی کاهش یابد که باز هم در محدوده انرژی‌های بالاتر از لبه کامپتون ثبت شوند که همان بازه پنجره انرژی پت بوده و این همان مشکل اساسی بر اثر پراکندگی‌ها در تصویربرداری پت است. شکل کلی نمودار افتراق در همه شعاع‌ها کاملا یکسان است و با هم هماهنگی دارد، تنها مساحت زیر سطح نمودارها با افزایش شعاع بخصوص در شعاع‌های پایین افزایش می‌یابد و در شعاع‌های بالاتر همین تفاوت نیز از میان می‌رود. هم‌چنین از نمودار افتراق شکل ۵ نتیجه می‌شود که در محدوده پنجره انرژی و در انرژی ۴۷۷keV بیشترین میزان افتراق یا همان قله نمودار برای تمامی شعاع‌ها قرار دارد یعنی در این انرژی اثر پراکنندگی بافت نرم بدن در تمامی ابعاد از تمامی انرژی‌ها بیشتر است از طرف دیگر مطابق جدول ۱ مقدار افتراق در این نقطه از ۱۶ درصد در شعاع ۰/۵ سانتی‌متر تا ۹۸ درصد در شعاع ۸ سانتی‌متر افزایش می‌یابد. این روند افزایشی بعد از شعاع ۸ سانتی‌متر تبدیل به حالت کاهشی شده به‌طوری که از ۹۸ درصد در شعاع ۸ سانتی‌متر به ۵۶ درصد در شعاع ۳۰ سانتی‌متر می‌رسد. این مساله نشان می‌دهد که افزایش شعاع بعد از شعاع ۸ سانتی‌متری بافت نه‌تنها باعث افزایش شمارش‌ها در این محدوده نمی‌شود بلکه از میزان آن به‌علت افت پرتوها در بافت می‌کاهد. با توجه به این‌که ضخامت نیم لایه ضخامتی از محیط که در آن شار پرتوهای گاما بر اثر افت در محیط به نصف مقدار اولیه خود می‌رسد برای بافت نرم در متون علمی (۲)۷/۲ سانتی‌متر گزارش شده است، کاملاً قابل پیش‌بینی است که از شعاع ۸ سانتی‌متر به بعد اثر افت پرتوها در بافت نرم در کنار اثر پراکندگی آن‌ها مشهود باشد. این نتیجه‌گیری با یافته‌های ارائه شده در مقاله (۳۰) نیز در توافق است. برای اطمینان از این‌که مقادیر افتراق در کل بازه پنجره انرژی از چه شعاعی به بعد به جای افزایش کاهش می‌یابد مجموع مقادیر افتراق را در بازه مورد نظر به‌دستآورده و با توجه به جدول ۱ به این نتیجه می‌رسیم که اگر چه بیشترین ارتفاع قله افتراق در ۸ سانتی‌متر است اما مجموع مقادیر اختلاف در بازه مورد نظر در ۱۲سانتی‌متری به بیشینه خود می‌رسد.



شکل ۵: منحنی درصد تفاوت نسبی بین پاسخ آشکارساز برای چشمه نقطه‌ای بدون بافت (r=۰) و با کره‌ای از بافت نرم در شعاع‌های مختلف

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

جدول۱: مقادیر تفاوت نسبی پاسخ آشکارساز بین دو حالت عدم حضور بافت نرم و حضور بافت نرم به شعاع r در شعاع‌های مختلف برای چشمه نقطه‌ای

شعاع بافت نرم (cm)	۰/۵	۱	۱/۵	۳	۴	۸	۱۲	۱۶	۲۰	۳۰
درصد تفاوت نسبی در انرژی ۴۷۷keV	۱۶	۳۰	۳۵	۵۹	۷۱	۹۸	۹۷	۹۵	۸۶	۵۶
مجموع درصد تفاوت نسبی در بازه ۴۳۰-۵۱۱keV	۵۸	۱۰۹	۱۴۶	۲۵۳	۳۰۶	۴۲۰	۴۴۵	۴۲۳	۳۸۱	۲۴۵

۴-۲- چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت

با توجه به تابع پاسخ آشکارساز مربوط به چشمه حجمی کروی یکنواخت در شعاع‌های مختلف در داخل کره‌ای از بافت نرم به همان اندازه که در نمودار شکل ۴ نشان داده شده است، با وجود هماهنگی در شکل و حالت کلی تمامی نمودارها، افزایش شعاع چشمه و بافت نرم در میزان شمارش‌ها در انرژی‌های مختلف تاثیرگذار است. به طوری که با افزایش شعاع، از مقدار گاماهای ثبت شده در قله تمام انرژی (۵۱۱keV) کاسته شده و تعداد گاماهای ثبت شده در انرژی‌های پایین‌تر از۵۱۱keV افزایش می‌یابد. این افزایش به‌خصوص در محدوده پنجره انرژی در شعاع های کوچک کاملاً مشهود است اما در شعاع‌های بزرگتر -۸سانتی‌متر به بعد- شمارش‌ها تقریبا با هم برابر می شود که نظیر این اتفاق را در تابع پاسخ چشمه نقطه‌ای نیز داشتیم. اگر شمارش‌های آشکارساز را در هر انرژی برای هر شعاع از چشمه کروی در دو حالت با بافت و بدون بافت مطابق فرمول ۴ از هم کم کنیم بهتر به تاثیر حضور بافت نرم در داخل چشمه کروی در شکل تابع پاسخ آشکارساز و میزان پراکنندگی بافت نرم روی گاماهای خروجی از چشمه حجمی کروی پی خواهیم برد.

$$D(\%)=\frac{counts(withtissue)-counts(withouttissue)}{counts(withouttissue)}\times 100 \quad (۴)$$

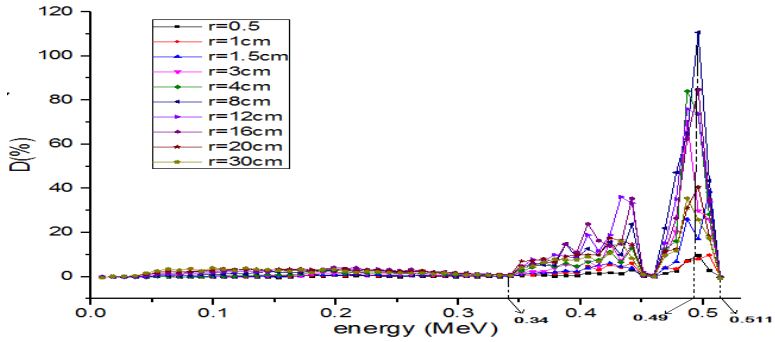
مقادیر به‌دست آمده به وسیله فرمول بالا را به ازاء تک تک انرژی‌ها و برای تمامی شعاع‌های فرضی بافت نرم محاصبه کرده و نمودار افتراق به‌دستآمده در تمامی شعاع‌ها در شکل ۶ نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، تفاوت عمده در تابع پاسخ در حالت بدون یا با بافت نرم مانند چشمه نقطه‌ای از همان لبه کامپتون (۳۴۰keV) شروع شده و نکته جالب این‌که محدوده افتراق در شعاع‌های متفاوت کاملاً ثابت است و با تغییر شعاع تغییری نمی‌کند (از لبه کامپتون شروع شده و به قله تمام انرژی ختم می‌شود). این نکته به‌طور کل نشان می‌دهد که در چشمه حجمی کروی نیز مانند چشمه نقطه‌ای بافت نرم در تصویربرداری پت پرتوهای گامای حاصل از واپاشی پوزیترون را در حدی پراکنده می‌کند که اکثریت این پرتوها باز هم در محدوده پنجره انرژی آشکارساز ثبت شده، مزاحم تصویربرداری می‌شوند و خطا ایجاد می‌کنند. قله نمودارهای افتراق به ازاء شعاع‌های مختلف که مربوط به بیشترین مقدار تفاوت نسبی بین تابع پاسخ آشکارساز در حالت حضور و عدم حضور بافت نرم است، برخلاف چشمه نقطه‌ای در یک انرژی واحد قرار ندارد وارتفاع آن درشعاع ۸ سانتی‌متر (در انرژی ۴۹۰keV) از همه بیشتر است به این معنا که شعاع ۸ سانتی‌متری بافت نرم بیشترین پراکنندگی را روی گاماهای خروجی از چشمه حجمی کروی در یک انرژی خاص دارد. برای بررسی بیشتر این‌که کدام کره بافت‌نرم بیشترین میزان پراکنندگی را روی پرتوهای خروجی از چشمه هم اندازه خودش دارد، مجموع مقادیر افتراق را در محدوده پنجره انرژی به‌دست آورده که در جدول ۲ آمده است. این مقادیر به‌درستی نشان می‌دهد که بیشترین مقدار تفاوت نسبی در کل محدوده پنجره انرژی نیز مربوط به همان بافت نرم با شعاع ۸ سانتی‌متر است.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

جدول۲: مقادیر تفاوت نسبی پاسخ آشکارساز بین دو حالت عدم حضور بافت نرم و حضور بافت نرم به شعاع r در شعاع‌های مختلف برای چشمه حجمی کروی

شعاع بافت نرم (cm)	۰/۵	۱	۱/۵	۳	۴	۸	۱۲	۱۶	۲۰	۳۰
مجموع درصد تفاوت نسبی در بازه ۴۳۰-۵۱۱keV	۲۹	۴۳	۱۰۱	۱۷۸	۲۴۶	۳۳۹	۳۲۴	۲۸۵	۱۶۴	۱۳۵



شکل۶: منحنی تفاوت بین پاسخ آشکارساز برای چشمه حجمی کروی یکنواخت بدون بافت و با کره‌ای از بافت نرم در شعاع های مختلف

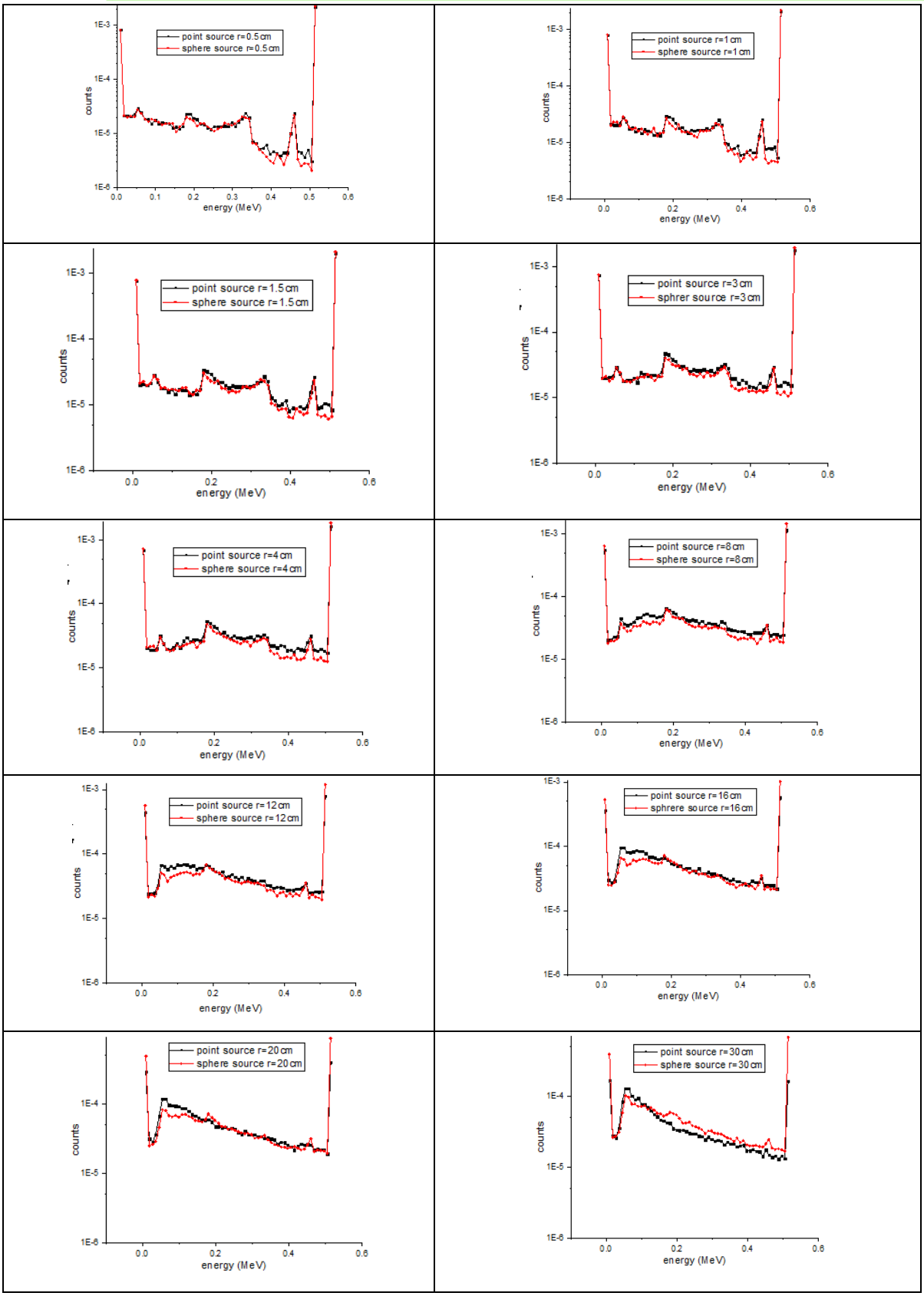
وجود یک کره بافت نرم به شعاع ۸ سانتی‌متر در داخل یک چشمه کروی با همین حجم بیشترین تفاوت را در تابع پاسخ با چشمه کروی خالی به‌همین اندازه نسبت به شعاع‌های دیگر دارد، به‌عبارت دیگر با بزرگ شدن کره بافت نرم بعد از این شعاع میزان پراکندگی‌های حاصل از محیط و ثبت شده در بازه پنجره انرژی افزایش نیافته بلکه کاهش نیز می‌یابد که علت آن همان‌طور که ذکر شد افت شار تابشی از چشمه به‌علت عبور از بافت نرم است. بنابراین برای هر دو نوع چشمه، به ویژه چشمه نقطه‌ای، و برای شعاع‌های بزرگتر از ۱۲ سانتی‌متری بافت نرم اثر افت پرتوهای بر اثر عبور از بافت نرم در کنار اثر پراکندگی پرتوها در این بافت کاملاً مشهود می‌شود و این اثر با افزایش ضخامت بافت نرم افزایش می‌یابد. بنابراین برای بیماران چاق - معادل کره‌ای از بافت نرم با شعاع بالا- اثر افت در کنار اثر پراکندگی می‌تواند کیفیت تصویر پت را کاهش دهد. در برخی از مراکز تصویربرداری، اثر افت ناشی از اضافه وزن بیمار با افزایش دوز رادیوداروی تزریقی به او جبران می‌شود(۳۰). این افزایش دوز متناسب با وزن بیمار در نظر گرفته می‌شود که البته با توجه به‌نتایج این تحقیق می‌توان فاکتور ضخامت بدن بیمار را جایگزین وزن بیمار کرد و میزان دوز تزریقی را با در نظر گرفتن مقادیر درصد تفاوت نسبی به‌دست آمده برای هر ضخامت، معین نمود.

۳-۴ مقایسه چشمه نقطه ای و حجمی کروی یکنواخت در داخل کره‌ای ازبافت نرم با شعاع برابر

پس از بررسی میزان پراکنندگی بافت نرم در ابعاد مختلف بر روی گاماهای خروجی از دو نوع چشمه نقطه‌ای و حجمی کروی، برای مقایسه بهتر این دو نوع چشمه، تابع پاسخ آشکارساز حلقه پت را به ازاء یک کره بافت نرم با اندازه برابر برای هر دو چشمه در یک نمودار رسم می‌کنیم. تمامی نمودارها برای شعاع‌های مختلف بافت نرم در شکل ۷ آمده است.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]



شکل۷: نمودار مقایسه تابع پاسخ چشمه نقطه‌ای و چشمه حجمی کروی با توزیع یکنواخت در بافت نرم با شعاع‌های مختلف

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]
[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

در این مقایسه همان‌طور که در شکل ۷ می‌بینیم اول این‌که میزان تابش‌های پراکنده در چشمه نقطه‌ای بیشتر از چشمه کروی است. این حالت تا شعاع ۱۶ سانتی‌متری درست است و پس از آن در شعاع ۲۰ سانتی‌متری تقریباً اختلاف بین نمودار دو چشمه از بین رفته و در شعاع ۳۰ سانتی‌متری برعکس می‌شود یعنی شمارش‌ها در حالت چشمه نقطه‌ای تقریباً در تمامی انرژی‌ها افت می‌کند. برای توجیه این مساله می‌توان گفت که تمامی گاماهای خروجی از چشمه نقطه‌ای برای رسیدن به آشکارساز باید حداقل از مسیری به اندازه شعاع کره عبور کنند و احتمال پراکندگی در این فاصله زیاد است در حالی که برخی از گاماهای خروجی از چشمه حجمی کروی یکنواخت به‌خصوص گاماهای تولیدی در نزدیک پوسته باید مسیر کمتری را در بافت طی کنند و احتمال پراکنده‌شدنشان کمتر است و بنابراین احتمال ثبت آن‌ها در قله تمام انرژی بیشتر و در انرژی‌های پایین‌تر کمتر می‌باشد. در شعاع‌های بالا مثل ۲۰ و به‌خصوص ۳۰ سانتی‌متر آن چنان حجم بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای زیاد است که از شار گامای خروجی دچار افت شدید در بافت شده و بسیاری از گاماها اصلاً به آشکارساز نمی‌رسند و در بافت جذب می‌شوند. پس کاملاً طبیعی است که با وجود پراکندگی‌های زیاد نسبت به چشمه حجمی هم اندازه باز هم تابع پاسخ آشکارساز مربوط به چشمه نقطه‌ای از حجمی کمتر باشد. ضمناً در شعاع‌های کوچک میزان تفاوت دو تابع پاسخ برای شعاع‌های کمتر از ۸ سانتی‌متر در محدوده بعد از لبه کامپتون و برای شعاع‌های بزرگتر از ۸ سانتی‌متر در تمامی انرژی‌ها است. به نظر می‌رسد به علت کوچک بودن شعاع بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای پراکندگی‌های اندک انجام شده در حدی است که آن چنان از انرژی پرتو اولیه نکاسته و پرتو دچار چندین پراکندگی در بافت نمی‌شود و در همان نزدیکی قله تمام انرژی ثبت می‌گردد اما با افزایش شعاع بافت نرم اطراف چشمه نقطه‌ای میزان و احتمال پراکندگی مکرر و چندگانه برای گاماهای خروجی از بافت افزایش یافته گاماهای خروجی از چشمه نقطه‌ای در انرژی‌های کوچک‌تر از لبه کامپتون نیز ثبت شده اند.

در این مقاله در تمامی نمودارهای مربوط به تابع پاسخ برای هر دو نوع چشمه یک قله در داخل پیوستار کامپتون در انرژی ۴۵۰keV وجود دارد. علت حضور این قله برهمکنش‌های فوتوالکتریکی است که در نزدیکی جداره آشکارساز اتفاق می‌افتد. وقتی یک رخداد فوتوالکتریک در مجاورت جداره آشکارساز رخ دهد، پرتو ایکس حاصل از گذار الکترونی اتمی که فوتوالکترون از آن جداشده با احتمال زیاد از آشکارساز گریخته و انرژی خود را به آشکارساز نمی‌سپاردبنابراین فوتون با انرژی کمتر از انرژی اولیه خود در آشکارساز ثبت می‌شود. همان‌طور که در بخش ۲-۱ توضیح داده شد، آشکارسازهای حلقه پت بسیار نازک هستند (پهنای هر آشکارساز ۲۰ میلیمتر است.) از این رو احتمال این رخداد در این آشکارسازها بالا رفته و فوتون‌های مذکور یک قله را در ۴۵۰keV تشکیل می‌دهند که به قله فرار معروف است(۵). تفاوت در انرژی بین قله فوتوپیک(۵۱۱keV) و قله فرار (۴۵۰keV) حدودا ۶۰keV است که برابر انرژی بستگی الکترون به اتم در لایه Kبلور LSOاست. این مساله خود گواه بر صحت شبیه‌سازی انجام شده می‌باشد.

نتیجه گیری

در تصویربرداری پت به‌خصوص در تصویربرداری‌های ناحیه شکمی که با تقریب خوبی تمامی محیط را بافت نرم فرا گرفته است، با وجود یک چشمه نقطه‌ای معادل تمرکز رادیودارو در یک نقطه در فاصله ۸ تا ۱۲ سانتی‌متری و برای چشمه‌های کروی با توزیع یکنواخت معادل توزیع رادیودارو در در فاصله ۸ سانتی‌متری بیشترین اثر پراکندگی بافت‌های مجاور را روی محدوده پنجره انرژی و در نهایت تصویربرداری پت داریم. بنابراین هر بافتی که از محل توزیع رادیودارو در تصویربرداری دورتر باشد اثر پراکنندگی آن روی زوج گاماهای نابودی در حال عبور از آن بافت کمتر خواهد بود. علاوه بر این برای هر دو نوع چشمه، به ویژه چشمه نقطه‌ای،و برای شعاع‌های بزرگتر از ۱۲ سانتی‌متری بافت نرم اثر افت پرتوهای بر اثر عبور از بافت نرم در کنار اثر پراکندگی پرتوها در این بافت کاملاً مشهود می‌شود و این اثر با افزایش ضخامت بافت نرم افزایش می‌یابد.میزان خطای حاصل از پراکنندگی بافت نرم در محدوده

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

پنجره انرژی در حالت متمرکز شدن رادیودارو یا همان حالت چشمه نقطه‌ای، بیشتر از حالتی است که رادیودارو در سراسر بافت پخش می‌شود، اما با توجه به این‌که پخش رادیودارو در بافت از وضوح تصویر می‌کاهد، این توزیع مکانی چشمه چندان مطلوب نیست و می‌توان از خطای حاصل از پراکندگی ناشی از بافت‌نرم در مورد چشمه نقطه‌ای صرف نظر کرد و متمرکزشدن رادیودارو را بر پخش آن در بافت ترجیح داد.

سپاسگزاری

این مقاله قسمتی از پایان‌نامه دکتری در رشته فیزیک هسته‌ای در دانشگاه صنعتی شاهرود است. بدین وسیله از تمامی کسانی که به هر نحوی در انجام این تحقیق ما را یاری نموده‌اند تشکر و قدردانی می‌شود. در ضمن حامی ندارد.

تعارض در منافع: وجود ندارد.

References:

*1-*Ollinge 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. Molecular Imaging and Its Biological Applications. 1st ed. New York: Springer; 2004. pp. 1-124.

*3-*Saha GB. ***Positron Emmision Tomography***. In: Saha GB. Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine. 3thed. New York: Springer; 2006: 182-225.

*4-*Shayeste S, Shiri I, Dehlaghi V. ***Physics and Instrumentation of Nuclear Medicine***. 1st ed. Tehran: RoyanPazhouh Publication; 2014. pp. 169-200. [Persian]

5- Tsoulfanidis N, Landsberger S. ***Measurement and Detection of Radiation.*** 3rd ed. Mashhad: Ferdowsi university of mashhad press; 2013: 180-240. [Persian]

6- Muehllehner G, Karp JS. ***Positron Emmision Tomography***.PhysMedBiol 2006; 51(13): R117–37.

*7-*Germano G, Berman DS, Slomka P. ***Technical Aspects of Cardiac PET Imaging and Recent Advances.***CardiolClin 2016; 34(1):13-23.

*8-*Beyer T, Townsend DW, Brun T, Kinahan PE, Charron M, Roddy R , et al. ***A Combined PET/CT Scanner for Clinical Oncology***. J Nucl Med 2000; 41(8): 1369-79.

*9-*Pan T, Zaidi H. ***Attenuation Correction Strategies for Positron Emission Tomography/Computed Tomography and 4-Dimensional Positron Emission Tomography/Computed Tomography.*** PET Clin 2013; 8(1): 37-50.

10- Martins L, Ferreira NC, Caramalo F, Ortigao C, Rodrigues AS. Rodrigues F, et al. ***Scatter Correction for Positron Emission Mammography using an Estimation of Trues Method Approach***. Procedia Technology 2012; 5: 903-11.

11- Zaidi H, Montandon ML. ***Scatter Compensation Techniques in PET***. PET Clin 2007; 2(2): 219-34.

12- Bentourkia M, Sarrhini O. ***Simultaneous Attenuation and Scatter Corrections in Small Animal PET Imaging***. Comput Med Imaging Graph 2009; 33(6): 477-88.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

13- Zaidi H, Koral KF. ***Scatter Correction Strategies in Emission Tomography***, In: Zaidi H. Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging. 1st ed. Boston: Springer; 2006. pp. 205-35.

14- Grootoonk S, Spinks TJ, Sashin D, Spyrou NM, Jones T. ***Correction For Scatter In 3D Brain PET Using A Dual Energy Window Method***. Phys Med Biol 1996; 41(12): 2757–74.

15- Bendriem B, Trebossen R, Froulin V, Syrota A. ***A PET Scatter Correction Using Simultaneous Acquisitionswith Low And High Lower Energy Thresholds.*** IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record 1993; San Fransico, Ca, USA.

16- Shao L, Freifelder R, Karp JS. ***Triple Energy Window Scatter Correction Technique in PET***. IEEETransa Med Imaging1994;13(4): 641-48.

17- Bentourkia M, Msaki P, Cadorette J, LecomteR. ***Assessment Of Scatter Components In Multispectral PET Imaging. IEEE Conference Record.*** Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference 1993, San Francisco, CA, USA.

18- Zaidi H, Koral KF. ***Scatter Modelling and Compensation in Emission Tomography***. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2004; 31(5):761-82

19- Chuang K, Wu J, Jan ML, , Chen S, Hsu CH. ***Novel Scatter Correction For Three-Dimensional Positron Emission Tomography By Use Of A Beam Stopper Device.*** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 2005; 551(2-3):540-52.

20- Chuang KS, Lin HH, Wu J, Jan ML. ***Optimisation of Scatter Correction Based On the Use of Partially Transparent Beam Stoppers in PET***. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 2006; 569(2):175-9.

21- Levin CS, Dahlbom M. ***A Monte Carlo Correction for the Effect of Compton Scattering In 3-D PET Brain Imaging.***IEEE transactions on nuclear science. 1995; 42(4):1181-5.

22- Miyaoka RS, Harrison RL. ***Monte Carlo in Quantitative 3D PET: Scatter***. In: Ljungberg M, Strand SE, King MA. Monte Carlo Calculation in Nuclear Medicine: Applications in Diagnostic Imaging. 1st ed. Bristol: IOP publishing; 1999. pp.249-70.

23- Holdsworth CH, Levin CS, Janecek M, Dahlbom M, Hoffman EJ. ***Performance Analysis Of An Improved 3-D PET Monte Carlo Simulation And Scatter Correction***. IEEE transactions on nuclear science 2002; 49(1): 83-9.

24- Holdsworth CH, Levin CS, Farquhar TH, Dahlbom M, Hoffman EJ. ***Investigation of Accelerated Monte Carlo Techniques for PET Simulation and 3D PET Scatter Correction.*** IEEE transactions on nuclear science 2001; 48(1):74-81.

25- Bentourkia M, Sarrhini O. ***Simultaneous Attenuation and Scatter Corrections in Small***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

Animal PET Imaging. Comput Med Imaging Graph. 2009; 33(6): 477-88.

26- Mohammadi SM, Tavakoli-Anbaran H, Zeinali HZ.***Investigation of Electron-Loss and Photon Scattering Correction Factors for FAC-IR-300 Ionization Chamber***. J Insrtumentation 2017; 12 (02): P02002.

27- Tavakoli-Anbaran H, Miri-Hakimabad H, Izadi-Najafabadi R. ***Optimization of A Detector Collimator for Use in A Gamma-Ray Backscattering Device for Anti-Personal Landmines Detection.*** J Applied Sciences 2009; 9 (9):1752-7.

28- Gonias P, Bertsekas N, Karakatsanis N, Saatsakis G, Gaitanis A, Nikolopoulos D and others. ***Validation of A GATE Model forthe Simulation ofthe Siemens Biograph^{tm}6 PET scanner***. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 2007; 571(1-2):263–6.

29- Fakhroo S, Geramifar 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.

30- Musarudin M, Saripan MI, Mashohor S, Saad W, Nordin AJ, Hashim S. ***Impact Of Patient Weight On Tumor Visibility Based On Human-Shaped Phantom Simulation Study In PET Imaging System.*** Radiation Physics and chemistry 2015; 115: 81-7.

31- Araste N, Tavakoli-Anbaran H.***Validation OfMonte Carlo Simulation Of The Siemens Biograph^{tm} 6 PET Scanner.*** 21th annual and international congress of nuclear medicine and molecular imaging 2017 Nov 22-24; Mashhad, Iran.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]

Journal of ShahidSadoughi University of Medical Sciences
Vol 27| NO 4 | July2019

Received: 9Mar2018
Accepted: 27Oct2018

Study of the Compton scattering effect of soft tissue in PET imaging by Monte Carlo method

Narges Araste[1], HosseinTavakoliAnbaran[*2]

Original Article

Introduction: In PET imaging, one or both of two annihilation photons may change the direction before reaching the detector due to Compton scattering interaction in body.

.**Methods:**This article, a Monte Carlo simulation study, examined the effect of soft tissue on this error.In this work, the PET Biograph^{TM} 6 scanner, a simple geometry of soft tissue -including a sphere of soft tissue in center of PET ringwith various radii (from 0.5 to 30cm)- and two kinds of 511keV gamma source –point source and spherical source - were simulated by Monte Carlo MCNPX code to investigate scattering effect of soft tissue on PET imaging.

Results:Analysis of the results of the simulation showed that, the majority scattered photons fell within the energy window without much loss of energy. Soft tissue around the point source at a distance of 8 to 12cm from the source and soft tissue around the spherical source at a distance of 8cm from the center had the most scattering effect in PET imaging. The scattering effect of soft tissue around the point source was more than the spherical source.

Conclusion: The scattering effect of the adjacent organs is more than the non-adjacent organs.For high thicknessof soft tissue (more than20cm of radius), the attenuation effect is as obvious as the scattering effect. According to the results of this study, the patient's body thickness -in the abdominal region-could be a more accurate alternative for the patient's weight for increasing the injected dose into obese patients.

Keywords:PET detector, Soft tissue, Compton scattering, Monte Carlo simulation

Citation: Araste N ,TavakoliAnbaran H.**Study of the Compton scattering effect of soft tissue in PET imaging by Monte Carlo method.** J ShahidSadoughiUni Med Sci2019; 27(4): 1467-81.

[1]Kharazmi International Campus - ShahroodUniversity of Technology,Iran
[2]Department of Physics and Nuclear Engineering, Shahrood University of Technology, Iran
***Corresponding author: Tel:**023-32392205(2658),**email:**tavakoli.anbaran@gmail.com

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-02-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v27i4.1356]