

ارزیابی اثرات تغییر ضخامت آشکارسازها بر کیفیت تصویر در تصویربرداری توسط دوربین کامپتون

سید محمدرضا هاشمی، پیوند طاهرپرور* و محمد رزاقی

گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان، رشت، گیلان، ایران.

*گیلان، رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کدپستی: ۳۳۶۹۷-۱۹۳۸

پست الکترونیکی: p.taherparvar@gmail.com

چکیده

دوربین کامپتون دستگاهی است که به منظور تصویربرداری از چشمه‌های گسیلنده گاما با انرژی بالا توسعه یافته است. مزیت این دوربین نسبت به دوربین‌های تصویربرداری SPECT، در حساسیت، نحوه آشکارسازی پرتوهای گاما و استفاده از طیف وسیعی از انرژی پرتوهای گامای فرودی می‌باشد. تمامی موارد ذکر شده سبب گردیده که این دستگاه، کاربردهای ویژه‌ای جهت استفاده در موارد تصویربرداری پزشکی هسته‌ای و به خصوص هادرون‌تراپی داشته باشد. از طرفی بازسازی تصویر در دوربین کامپتون، نسبت به مدل‌های معمول بسیار پیچیده‌تر است و در واقع با نگاره‌های سطح-مخروطی مواجه هستیم؛ که در این رابطه روش‌های متفاوتی بر مبنای روش تکرار به منظور بازسازی تصاویر توسعه یافته است. دوربین پراکندگی کامپتون شامل دو آشکارساز است که آشکارساز نزدیک‌تر به چشمه به منظور رخداد و ثبت پراکندگی کامپتون در این آشکارساز و دومین آشکارساز که در پشت آشکارساز ابتدایی قرار می‌گیرد (دورتر از چشمه)، برای جذب فوتون‌های پراکنده شده (توسط آشکارساز اول) طراحی شده است. موقعیت، انرژی و زمان برهم‌کنش توسط هر دو آشکارساز محاسبه می‌شود. به کمک انرژی نهشت‌یافته در دو آشکارساز و هم‌چنین ثبت موقعیت برهم‌کنش، زاویه گشودگی و رأس مخروط کامپتون قابل محاسبه خواهد بود. در ادامه نیز با تصویر این مخروط‌ها در فضای تصویر و یافتن نقاطی که پیکسل‌های اختصاص‌یافته به مخروط‌ها تراکم بیش‌تری دارند می‌توان بازسازی تصویر را برای دوربین کامپتون و در یک رصد انجام داد. در این مقاله، شبیه‌سازی دوربین کامپتون در نرم‌افزار GATE صورت پذیرفته و اثرات تغییر ضخامت بر نحوه آشکارسازی دوربین کامپتون، برای یک فانتوم شامل چهار کره پرتوزا بررسی شده است. بازسازی تصویر به کمک الگوریتم LM-MLEM در نرم‌افزار MATLAB انجام شده است. نتایج نشان می‌دهد که تخمین ضخامت‌های بهینه برای آشکارساز پراکنده دوربین کامپتون، با توجه به الگوریتم متفاوت بازسازی و نیز توازن میان ثبت رویدادها در آشکارساز جاذب و پراکنده به شرایط تصویربرداری و نوع چشمه پرتوزا وابسته است، اگرچه برای آشکارساز جاذب، ضخامت مؤثر برای افزایش جذب هرچه بیشتر رویدادها مورد نیاز است. میزان تکرار بر کارایی الگوریتم تأثیر مستقیمی داشته و نیز مشخصات دوربین می‌تواند بر کیفیت تصویر، به شدت تأثیرگذار باشد.

کلیدواژه‌گان: دوربین کامپتون، هادرون‌تراپی، بازسازی تصویر، GATE.

۱. مقدمه

روش‌های متداول در تصویربرداری هسته‌ای شامل تکنیک‌های اسپکت^۱ و پت^۲ می‌باشد. دستگاه‌های تصویربرداری اسپکت عموماً برای رادیوداروهای به نسبت کم-انرژی توسعه یافته‌اند و دستگاه‌های پت برای گاماها حاصل از پدیده نابودی زوج اختصاصی شده‌اند. این دستگاه‌ها برای تصویربرداری از گاماها پرنانرژی معمولاً از حساسیت کمتری برخوردار هستند. به منظور تصویربرداری از توزیع پرتوزایی برای ایزوتوپ‌هایی که گسیلنده گاماها پرنانرژی هستند، دوربین‌های جدیدتری با نام دوربین کامپتون توسعه یافته‌اند. ایده استفاده از پدیده پراکندگی کامپتون با در نظر گرفتن دستگاه‌های تصویربرداری هم‌فرودی^۳، نخستین بار توسط شونفلدر^۴ در سال ۱۹۷۳ برای تصویربرداری در محدوده انرژی ۱-۱۰ MeV در زمینه اخترفیزیک ارائه شد [۱]. گسترش این ایده جهت به‌کارگیری در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای، یک سال بعد (سال ۱۹۷۴) توسط تاد^۵ مطرح گردید؛ که پیشنهادی درباره روند آشکارسازی دو برهم‌کنش اولیه فوتون فرودی، در ساختار سه‌بعدی آرایه‌های مشبک سیلیکون بود [۲]. در سال ۱۹۸۳، سینگ^۶ نمونه اولیه دوربین کامپتون را که در آن، باریکه‌سازهای^۷ مرسوم که در مقابل آشکارساز دوربین انگر قرار داشتند، حذف نموده و از آشکارساز ژرمانیوم خلوص بالا، جهت استفاده در پزشکی هسته‌ای بهره برد [۳ و ۴].

دوربین پراکندگی کامپتون، مشتمل بر دو آشکارساز است که آشکارساز نزدیک‌تر به چشمه (آشکارساز پراکنده^۸) به منظور رخداد و ثبت پراکندگی کامپتون در این آشکارساز و

دومین آشکارساز که در پشت آشکارساز ابتدایی (دورتر از چشمه) قرار می‌گیرد (آشکارساز جاذب^۹)، برای جذب فوتون‌های پراکنده شده (توسط آشکارساز اول) طراحی شده است. موقعیت، انرژی و زمان برهم‌کنش توسط هر دو آشکارساز محاسبه می‌شود. به کمک ثبت انرژی نهشت یافته در دو آشکارساز، زاویه پراکندگی از طریق رابطه پراکندگی کامپتون قابل محاسبه خواهد بود [۵]:

$$\cos(\beta) = 1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_0} \right) \quad (1)$$

که E_0 ، E_2 به ترتیب انرژی فوتون پیش از پراکندگی و انرژی آن پس از پراکندگی کامپتون می‌باشند. m_e جرم سکون الکترون و c سرعت نور می‌باشد. برای اطمینان از آن‌که دو رویداد آشکار شده در دو آشکارساز، نشأت گرفته از یک پرتو گاما باشند، از یک مدار هم‌فرودی میان دو آشکارساز استفاده می‌گردد. همین امر سبب می‌گردد نوع بازسازی تصویر نسبت به روش‌های متداول مورد استفاده در پت و اسپکت کمی متفاوت باشد.

تصویربرداری دوربین کامپتون با توان آشکارسازی انرژی‌های بالا در حال حاضر در اخترفیزیک، صنعت و در اکثر نمونه‌های اولیه سیستم‌هایی که سازوکارشان به منظور آشکارسازی انرژی بالا (۱۰۰ MeV-۰/۵) توسعه یافته است، به کار گرفته می‌شود. آشکارسازهای مورد استفاده در این نوع دوربین، از نوع سوسوزن (NaI و CsI) بوده و به منظور بهبود بهره آشکارسازی از آشکارسازهای جدیدتری مانند تلوئید روی-کادمیوم برای تصویربرداری از پرتوهای گامای پرنانرژی استفاده می‌شود [۶ و ۷].

در دوربین کامپتون، با افزایش ضخامت کریستال‌های سوسوزن دوربین‌ها، احتمال برهم‌کنش فوتون فرودی در حجم

¹ SPECT

² PET

³ Coincidence imaging

⁴ Schönfelder

⁵ Todd

⁶ Singh

⁷ Collimator

⁸ scatterer

⁹ absorber

نسبت درصدی انحراف استاندارد زمینه به میانگین شمارش‌ها در ROI، نویز نسبی می‌باشد [۹].

$$RN = \frac{\sigma_{BG}}{\bar{N}_{BG}} \times 100 \quad (۴)$$

۲. بازسازی تصویر

جهت آشکارسازی چشمه در دوربین کامپتون، مطابق شکل ۱ با قراردادن چشمه گسیلنده گاما در میدان دید دوربین، فوتون‌های گسیل شده از نقطه M در میدان دید دوربین، با انرژی E_0 و به سمت سامانه آشکارسازی دوربین کامپتون واپاشی می‌شوند. فوتون مدنظر، جهت آشکارسازی باید در آشکارساز اول، پراکندگی کامپتون را در موقعیت مکانی V_1 تجربه کند. سپس طی این پراکندگی بخشی از انرژی اولیه خود را به یک الکترون منتقل می‌کند (E_1). پس از این مرحله فوتون منحرف شده و از فضای آشکارساز اول خارج می‌شود و به سمت آشکارساز دوم حرکت می‌کند و در آشکارساز دوم نیز در موقعیت مکانی V_2 مقدار انرژی باقیمانده خود را به صورت کامل به نهشت می‌گذارد (E_2). همان‌طور که در رابطه ۱ اشاره شد؛ با توجه به انرژی اولیه و انرژی نهشت یافته در آشکارساز دوم می‌توان از طریق رابطه کامپتون زاویه گشودگی مخروط (β) را محاسبه نمود [۱۰]. همین فرآیند سبب می‌گردد تا روش بازسازی تصویر در دوربین کامپتون نسبت به بازسازی متداول تصویر در سیستم‌های اسپکت که بر پایه روش‌های FBP و تکرار است [۱۱]، متفاوت باشد. با حاصل شدن دو مختصه برهم‌کنش فوتون با آشکارسازها، در نقاط V_1 و V_2 بردار $\overline{V_1 V_2}$ مشخص می‌شود. در حالت ایده‌آل ذره نشات گرفته از نقطه M، به سطح مخروطی با راس V_1 متعلق است. این مخروط با جهت محوری $\overline{V_1 V_2}$ و زاویه گشودگی β ، تحت عنوان مخروط کامپتون تلقی می‌گردد که به صورت $C(V_1, V_2, \beta)$ نمایش داده می‌شود. اما عدم قطعیت‌های موجود در تخمین مکان و انرژی چشمه نیز وجود دارد که در بازسازی تصویر مورد توجه قرار می‌گیرد [۱۰].

حساس آشکارساز افزایش خواهد یافت، بنابراین انتظار می‌رود با افزایش ضخامت، تعداد برهم‌کنش‌ها و رویدادهای صحیح افزایش پیدا کند اما این امر ممکن است رویدادهای ثبت شده در آشکارساز جاذب را که در پشت آشکارساز پراکنده قرار گرفته است، تحت تأثیر قرار دهد. از همین رو و با توجه به موارد یاد شده، در این مقاله در ابتدا شبیه‌سازی یک دوربین کامپتون در کد مونت کارلوی $GATE^1$ پیاده‌سازی گردیده و به کمک الگوریتم بازسازی تصویر بر پایه روش $MLEM^2$ ، به بازسازی تصویر یک فانتوم استوانه‌ای شامل توده‌های گرم پرداخته شده است؛ که نتایج حاصل شده، نشان از درستی عملکرد کد بازسازی تصویر بر اساس روش آماری مذکور می‌باشد. در ادامه به ارزیابی اثرات ضخامت مربوط به کریستال‌های دوربین بر کیفیت تصاویر بازسازی شده به کمک معیارهایی مانند کنتراست (C)، نسبت سیگنال به نوفه 3 (SNR) و نوفه نسبی 4 (RN) پرداخته‌ایم. برای محاسبه کنتراست تصویر یک توده گرم، از تفاضل مقدار میانگین شمارش‌ها در ناحیه مربوط به یک توده گرم (\bar{N}_{CS}) بر میانگین شمارش‌ها در ناحیه زمینه (\bar{N}_{BG})، تقسیم بر میانگین شمارش‌های انجام شده در ناحیه زمینه، استفاده می‌شود [۹]:

$$C = \frac{\bar{N}_{CS} - \bar{N}_{BG}}{\bar{N}_{BG}} \quad (۲)$$

به منظور ارزیابی شمارش، از رسم یک سطح بسته به نام ناحیه مورد نظر (ROI) استفاده می‌شود. در این صورت، SNR، به صورت نسبت اختلاف میانگین شمارش‌ها در ROI توده به میانگین شمارش‌های انجام شده در ROI زمینه، به انحراف معیار استاندارد ROI زمینه (σ_{BG}) تعریف می‌شود [۹]:

$$SNR = \frac{\bar{N}_{CS} - \bar{N}_{BG}}{\sigma_{BG}} \quad (۳)$$

¹ Geant4 Application for Tomographic Emission

² Maximum-likelihood expectation maximization

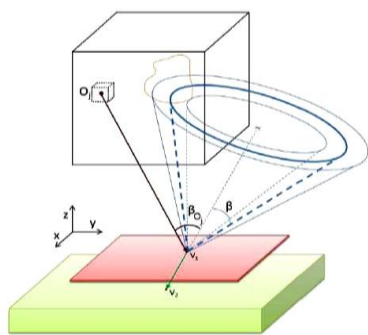
³ Noise

⁴ Relative Noise

به‌کمک یک تابع مقایسه‌ای) در هر مرحله تصحیح و ارتقا می‌یابد تا جایی که به نزدیک‌ترین مقدار واپاشی و کسل زام برسد [۱۳].

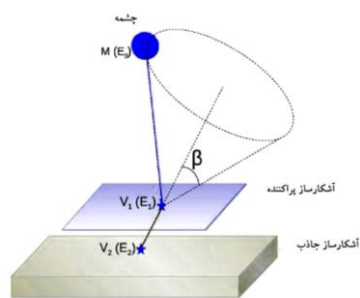
به‌منظور محاسبه t_{ij} با در نظر گرفتن یک مبنای اساسی برای واپاشی در وکسل و اختصاص یک مقدار منفرد به هر وکسل (صرفاً موقعیت مکانی مراکز وکسل‌ها را به‌جای محاسبه‌ی حجم یکایک وکسل‌ها در نظر می‌گیریم)، کفایت می‌کند؛ یعنی محاسبات به مراکز وکسل‌ها محدود می‌شود. با معرفی β_{o_j} به‌صورت فاصله زاویه‌ای مرکز وکسل (o_j) با محور مخروط کامپتون رابطه t_{ij} بدین شکل بیان می‌شود [۱۳]:

$$t_{ij} = K(\beta_{o_j}, E_0) \frac{|\cos(\theta_{o_j})|}{|v_{1o_j}|^2} h(\beta_{o_j} | \beta, \sigma_\beta) vol(v_j) \quad (6)$$



شکل (۲): مدل به‌کار گرفته شده جهت بازسازی تصویر [۱۰].

در رابطه (۳)، $K(\beta_{o_j}, E_0)$ بیانگر رابطه کلاین-نیشینا [۵] بوده و $vol(v_j)$ معادل حجم وکسل زام می‌باشد. $\cos(\theta_{o_j})$ زاویه مرکز وکسل زام با محور عمودی و $|v_{1o_j}|$ بردار بین مرکز وکسل و موقعیت آشکارسازی شده در آشکارساز پراکننده است. از آنجایی که همه وکسل‌ها حجم یکسانی دارند، $vol(v_j)$ مقدار ثابتی دارد. زمانی که وکسل از مخروط کامپتون خیلی دور باشد، تأثیری در رویداد آشکارشده ندارد. پس مقدار معادل آن را جهت آشکارسازی چشمه برابر با صفر می‌توان در نظر گرفت و h نیز بیانگر اعمال توزیع گوسی می‌باشد [۱۳].



شکل (۱): نمایش آشکارسازی یک فوتون گاما در دوربین کامپتون.

۱.۲. الگوریتم LM-MLEM

به‌منظور بازسازی تصویر در دوربین کامپتون، از الگوریتم پیشنهادی توسط کارسون^۱ و لانگ^۲ که در یک توزیع پارامتری به‌دنبال بیشینه‌سازی مقدار انتظاری از طریق رویکرد تکرار، جهت دستیابی به بیشینه تابع احتمال استفاده می‌شود [۱۲] بهره گرفته شد. در این رویکرد برپایه الگوریتم MLEM میزان واپاشی وکسل زام از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$\lambda_j^{(t+1)} = \left(\frac{\lambda_j^{(t)}}{s_j} \right) \sum_i \left(\frac{t_{ij}}{\sum_k t_{ik} \lambda_k^{(t)}} \right) \quad (5)$$

$$s_j = \sum_i t_{ij}$$

که I میزان تکرار الگوریتم و $\lambda_j^{(t)}$ حدس اولیه است. در رابطه فوق، t_{ij} احتمال تراگسیل پرتو از وکسل زام به پیکسل i ام می‌باشد. s_j را نیز حساسیت دستگاه در نظر می‌گیریم که بیانگر این امر است که رویداد واپاشی شده از وکسل زام در پیکسل i ام آشکارسازی گردد. به‌منظور افزایش دقت بازسازی، ضخامتی برای مخروط کامپتون در نظر گرفته می‌شود و سهم هر کدام از وکسل‌های تصویر در شکل‌گیری ثبت رویداد در آشکارساز پراکننده تخمین زده خواهد شد. در واقع با اتصال مرکز هریک از وکسل‌ها به مکان آشکارسازی شده در آشکارساز پراکننده و مقایسه این خط با محور مخروط تخمین زده شده، توسط رویدادهای ثبتی دو آشکارساز، به وکسل‌های تصویر، سهمی از مقدار بیشینه تا صفر اختصاص می‌یابد.

¹ Carson

² Lange

برای شبیه‌سازی در کد GATE، آشکارسازهای پراکننده و جاذب از جنس تلوئیدروی کادمیوم (CZT^۱) به‌کار گرفته شدند. فاصله آشکارساز پراکننده از چشمه نیز برابر با ۱۰ سانتی‌متر اتخاذ شد و همچنین فاصله دو آشکارساز مذکور نیز برابر با ۷٫۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شد؛ ابعاد هریک از آشکارسازها نیز در مرتبه ابعاد اسپکت و پت حیوانی در نظر گرفته شد، طول و عرض آن‌ها برابر ۹ سانتی‌متر و ضخامت آشکارسازها نیز در مرتبه اسپکت حیوانی و در محدوده ۰٫۵ تا ۳ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. در شبیه‌سازی‌های متفاوت، تغییرات به صورتی اعمال شد که در ابتدا ضخامت آشکارساز پراکننده ثابت و برابر با ۰٫۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شد و متعاقباً نسبت به آشکارساز جاذب، ۳ مرتبه تغییر ضخامت اعمال شد که به ترتیب برابر با ۱، ۲ و ۳ سانتی‌متر است. به همین ترتیب این روند برای آشکارساز جاذب صورت پذیرفت؛ که ضخامت آن ثابت و برابر با ۳ سانتی‌متر منظور شد و ضخامت پراکننده به ترتیب برابر با ۰٫۵، ۱ و ۲ سانتی‌متر لحاظ گردید تا اثرات این تغییر ضخامت بر کارایی دوربین کامپتون مورد مطالعه قرار گیرد. مدت زمان تصویربرداری نیز برای هر شبیه‌سازی ثابت و معادل با ۶۰ ثانیه در نظر گرفته شد. به منظور ارزیابی میزان کیفیت تصاویر بازسازی شده، از معیارهایی مانند کنتراست، SNR و نوفه نسبی RN استفاده شد و استخراج داده‌ها و ارزیابی‌های کمی تصویر در نرم‌افزار AMIDE [۱۶] به کمک کشیدن ROI استفاده شد. ROI‌ها براساس ابعاد واقعی توده‌ها در مکان اصلی آن‌ها، انتخاب شدند و همچنین برابر با ابعاد بزرگترین توده (کره چهارم)، از یک ROI، در مرکز تصویر، جهت برآورد میزان شمارش زمینه تصویر استفاده گردید. در ادامه، داده‌های خروجی کد GATE با فرمت ROOT توسط نرم‌افزار MATLAB فراخوانی شده و با اعمال شروط مربوط به انرژی، زمان و موقعیت مکانی

انحراف معیار تجربی σ_β با مقادیر اندازه‌گیری شده E_1 و E_2 و با در نظر گرفتن عدم قطعیت در اندازه‌گیری انرژی توسط آشکارسازها محاسبه می‌شود که به ترتیب با $\sigma(E_1)$ و $\sigma(E_2)$ نشان داده می‌شود [۱۲].

$$\sigma_\beta = \frac{m_e c^2}{\sin(\beta)} \sqrt{\left(\frac{1}{E_2^2} - \frac{1}{E_1^2}\right) \sigma^2(E_2) + \frac{1}{E_1^2} \sigma^2(E_1)} \quad (7)$$

تعریف کلی برای مقدار آستانه زاویه‌ای بدین صورت است:

$$|\beta_{o_j} - \beta| < p\sigma_\beta$$

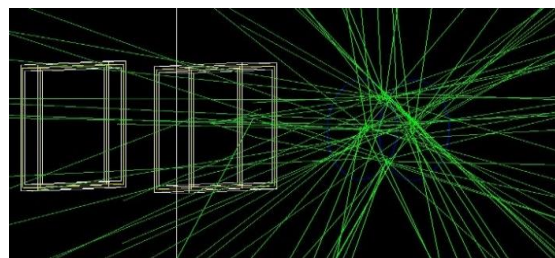
$p=3$ بیش‌ترین مقدار هم‌پوشانی با مقدار واقعی را دارد [۹۹، ۶۷، ۱۰]. حال با توجه به توضیحات مطرح‌شده،

t_{ij} به صورت رابطه زیر برآورد می‌شود:

$$t_{ij} = \begin{cases} K(\beta_{o_j}, E_0) \frac{|\cos(\theta_{o_j})|}{|V_1 \sigma_j|^2} \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_\beta} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{\beta_{o_j}-\beta}{\sigma_\beta}\right)^2} & |\beta_{o_j} - \beta| < p\sigma_\beta \\ 0 & |\beta_{o_j} - \beta| > p\sigma_\beta \end{cases} \quad (8)$$

۳. نتایج

شبیه‌سازی دوربین کامپتون به کمک کد مونت‌کارلوی GATE انجام شد. این کد، از هسته کد GEANT4 به منظور شبیه‌سازی مسائل مربوط به تصویربرداری هسته‌ای [۱۳] و نیز رادیوتراپی [۱۵] بهره می‌برد. به منظور ارزیابی دقیق‌تر نتایج، از فانتومی استوانه‌ای با شعاع ۴ cm و ارتفاع ۳ cm استفاده گردید که در آن چهار کره پرتوزا (شکل ۳) با شعاع‌های ۰٫۷۹۵، ۰٫۶۳۵، ۰٫۴۷۵ و ۳٫۹۷۵ و فعالیت‌های ۰٫۱۲، ۰٫۱، ۰٫۰۸ و ۰٫۰۶ تعیبه گشت.



شکل (۳): نمای شبیه‌سازی فانتوم استوانه‌ای شامل چهار کره پرتوزا در برابر دوربین کامپتون.

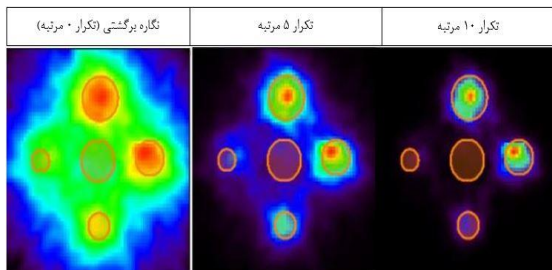
^۱ Cadmium Zinc Telluride

تکرار بر افزایش مشاهده پذیری توده می‌باشد؛ اما نکته دیگر افزایش نوفه نسبی در مراتب بالای تکرار می‌باشد. برای کره کوچکتر (کره چهارم) اگرچه کنتراست و تا حدی SNR افزایش می‌یابد، اما ارزیابی بصری تصاویر حاکی از مشاهده پذیری پایین آن (همانند حالت قبل) به خصوص در مراتب پایین تر تکرار می‌باشد. البته استفاده از زمان بیشتر برای شبیه سازی (به دلیل افزایش تعداد رویدادهای صحیح) بر مشاهده پذیری این توده، افزوده خواهد کرد.

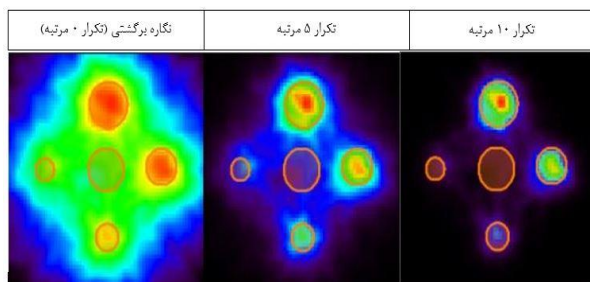
۳،۳. آشکارساز پراکننده: ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب:

۳ cm

پس از استخراج، حدود ۱۶۰۰۰ رویداد صحیح (زوج رویداد) حاصل گردید. همان گونه که از بازسازی تصویر گرفته شده توسط آشکارساز پراکننده ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب ۳ cm در شکل ۶ و جدول ۱ می‌توان مشاهده نمود روند مشابهی برای کنتراست و SNR تصاویر توده‌ها وجود دارد.



شکل (۴): نمایش ROI های کشیده شده برای فانتوم طراحی شده در ضخامت آشکارساز پراکننده: ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب: ۱ cm، دایره میانی نشان‌دهنده ROI برای شمارش‌های زمینه است.



شکل (۵): نمایانگر ROI های کشیده شده برای این فانتوم در ضخامت آشکارساز پراکننده: ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب: ۲ cm.

برهم‌کنش‌ها، رویدادهای درست برای بازسازی تصاویر استخراج گردیده است. در هر بخش تعداد رویدادهای صحیح استخراج شده ذکر گردیده و در جداول ۱ و ۲ نیز، مقادیر کنتراست، نسبت سیگنال به نوفه و نوفه نسبی حاصل از مراتب مختلف تکرار، برای کره‌های پرتوزا در ضخامت‌های مختلف که تصاویر فانتوم آن‌ها در اشکال ۴ الی ۸ گردآوری شده، محاسبه گردیده است.

۱،۳. آشکارساز پراکننده: ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب:

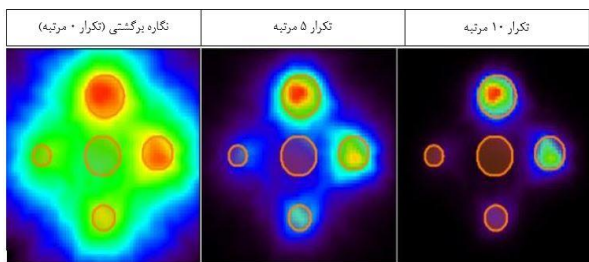
۱ cm

این پردازش به استخراج حدود ۸۰۰۰ رویداد صحیح (زوج رویداد) منجر گردید. همان‌طور که از نتایج مربوط به بازسازی تصویر گرفته شده توسط آشکارساز پراکننده ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب ۱ cm در جدول ۱ و در شکل ۴ می‌توان مشاهده نمود مقادیر کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه کره اول و کره دوم نزدیک به هم می‌باشد و با افزایش مراتب تکرار، این مقادیر برای کره دوم، نسبت به سایر کره‌ها بهتر خواهد بود. این امر با توجه به رویدادهای کم آشکارسازی شده (۸۰۰۰ رویداد صحیح) در بازه زمانی ۶۰ ثانیه روی داده است. برای کره‌های کوچکتر این مقادیر به شدت تنزل می‌یابد.

۲،۳. آشکارساز پراکننده: ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب:

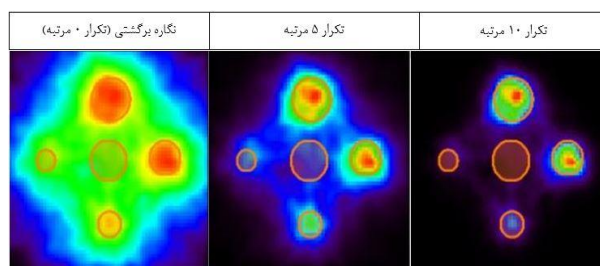
۲ cm

در این ضخامت حدود ۱۲۰۰۰ رویداد صحیح (زوج رویداد) استخراج گردید. با توجه به نتایج مربوط به بازسازی تصویر گرفته شده (در شکل ۵) توسط آشکارساز پراکننده ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب ۲ cm در جدول ۱، مشخص می‌شود که برای کره اول با افزایش تکرار، میزان کنتراست تصویر و هم‌چنین SNR آن، افزایش می‌یابد. این مورد برای کره‌های دوم و سوم نیز برقرار است که نشان‌دهنده تأثیر مفید میزان



شکل (۸): نمایانگر ROI های کشیده شده برای این فانتوم در ضخامت آشکارساز پراکننده: ۲ cm و آشکارساز جاذب: ۳ cm.

باتوجه به توزیع یکنواخت پرتوزایی در کره‌ها، توده‌ای که میزان شعاع بیشتری داشته باشد، وکسل‌های بیشتری را در برگرفته و با توجه به اختصاص فعالیت یکنواخت به وکسل‌های توده، احتمال افزایش کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه در تصویر بازسازی شده وجود دارد هرچند باید توجه داشت که با توجه به نوع بازسازی تصویر در دوربین کامپتون و استفاده از مخروط‌های بازسازی، پیش‌بینی تغییرات کنتراست ساده نخواهد بود. در واقع در بازسازی تصویر در این نوع تصویربرداری، به دلیل پر شدن فضای تصویر از مخروط‌هایی که احتمال گسیل واپاشی از وکسل‌ها را نشان می‌دهند، سبب می‌شوند نواحی گسترده‌ای (وکسل‌های زیادی) حتی در فواصل به دور از ناحیه اصلی واپاشی، به‌عنوان نواحی احتمالی چشمه در حدس‌های اولیه در نظر گرفته شوند، همین امر سبب تأثیرگذاری حضور یک چشمه در وکسل‌هایی در فواصل دور از آن می‌گردد. از طرفی دیگر افزایش شمارش سبب می‌گردد خطای آماری موجود (و یا انحراف معیار) در تابع توزیع آماری رویدادها کاهش یابد و بنابراین تصویر توده از کیفیت قابل قبول‌تری برخوردار گردد. همین امر سبب می‌گردد ارزیابی چگونگی بهبود کیفیت تصویر توده‌ها با مشکل مواجه باشد، اما تخمین دستیابی به کنتراست بالاتر برای توده‌های به نسبت بزرگ‌تر دور از انتظار نیست. نتایج به‌دست آمده تا حدی بیانگر همین اتفاق است؛ کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه برای کره اول و دوم تقریباً به یکدیگر نزدیک است؛ اما برای توده‌های سوم و چهارم تنزل می‌یابد.



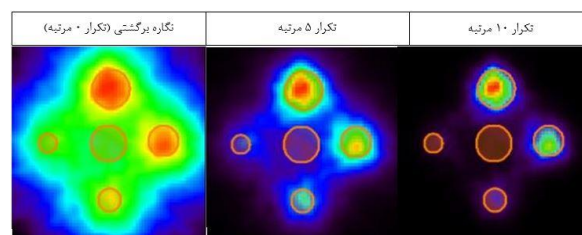
شکل (۶): نمایانگر ROI های کشیده شده برای این فانتوم در ضخامت آشکارساز پراکننده: ۰٫۵ cm و آشکارساز جاذب: ۳ cm.

۴٫۳. آشکارساز پراکننده: ۱ cm و آشکارساز جاذب: ۳ cm

این پردازش به استخراج حدود ۲۴۰۰۰ رویداد صحیح (زوج رویداد) منجر گردید و نتایج حاصل از بازسازی تصویر در شکل ۷ قابل مشاهده است. با توجه به جدول ۲ با این‌که افزایش کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه با افزایش مراتب تکرار، مطابق بخش‌های قبل، برای کره‌ها مشهود است. برای کره کوچکتر (کره چهارم) اگرچه کنتراست و SNR افزایش یافته است اما مقادیر آن‌ها به‌همراه ارزیابی بصری تصاویر، بیانگر مشاهده‌پذیری پایین آن، به‌خصوص در مراتب تکرار پایین‌تر می‌باشد.

۵٫۳. آشکارساز پراکننده: ۲ cm و آشکارساز جاذب: ۳ cm

این پردازش به استخراج حدود ۴۴۰۰۰ رویداد صحیح (زوج رویداد) منجر شد که نتایج حاصل از بازسازی تصویر در شکل ۸ قابل مشاهده است. با توجه به جدول ۲ افزایش کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه با افزایش مراتب تکرار مشهود است. در این ضخامت بیشترین میزان نوفه نسبی، نسبت به حالت‌های قبلی نیز در مرتبه تکرار ۱۰ قابل توجه است.



شکل (۷): نمایانگر ROI های کشیده شده برای این فانتوم در ضخامت آشکارساز پراکننده: ۱ cm و آشکارساز جاذب: ۳ cm.

در ضخامت آشکارساز پراکننده 0.5 cm و آشکارساز ضخامت و بازه زمانی تصویر فانتوم آشکارسازی گردیده و جذب 1 cm ، میزان کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه برای تناسب مدنظر در کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه بین توده‌ها کره اول (که میزان فعالیت و شعاع بیشتری نسبت به سایر کره‌ها دارد) و کره دوم تقریباً نزدیک به هم می‌باشد. در همین برقرار می‌باشد، فقط این تناسب بین کره اول و دوم نزدیک است.

جدول (۱): مقادیر کنتراست، نسبت سیگنال به نوفه و نوفه نسبی حاصل از تصاویر نگاره برگشتی (مرتب تکرار)، ۵ و ۱۰ مرتبه تکرار برای کره‌های پرتوزا در ضخامت آشکارساز پراکننده: 0.5 سانتی‌متر و آشکارسازهای جذب با ضخامت‌های ۱، ۲ و ۳ سانتی‌متر.

مراتب تکرار		شماره کره		ضخامت آشکارساز جذب					
				۱ سانتی‌متر		۲ سانتی‌متر		۳ سانتی‌متر	
				نسبت سیگنال به نوفه	نویز نسبی	کنتراست	نسبت سیگنال به نوفه	نویز نسبی	کنتراست
نگاره برگشتی (تکرار ۰ مرتبه)	۱	۰/۵۹	۸/۶۰	۰/۵۱	۷/۲۹	۰/۴۵	۷/۹۸		
	۲	۰/۶۰	۸/۸۳	۰/۴۶	۶/۴۸	۰/۴۳	۷/۶۱		
	۳	۰/۳۶	۵/۳۸	۰/۲۸	۳/۹۶	۰/۲۳	۴/۱۸		
	۴	۰/۱۲	۱/۸۵	۶/۸۲	۰/۰۶	۰/۹۸	۷/۰۹	۱/۱۶	۵/۷۶
۵	۱	۳/۷۵	۱۷/۹۷	۲/۸۹	۱۴/۴۴	۲/۴۴	۱۴/۲۸		
	۲	۳/۹۲	۱۸/۹۳	۲/۴۳	۱۲/۴۹	۲/۲۹	۱۳/۴۰		
	۳	۱/۷۷	۸/۵۱	۱/۸۲	۶/۰۱	۰/۹۸	۵/۷۵		
	۴	۰/۴۶	۲/۲۳	۲/۱۰۲	۰/۲۳	۱/۶۱	۲۰/۱۷	۱/۲۸	۱۶/۹۹
۱۰	۱	۲۱/۴۳	۵۲/۰۸	۱۳/۸۱	۳۷/۷۶	۱۰/۸۴	۳۴/۷۰		
	۲	۲۳/۶۲	۵۷/۴۱	۱۰/۷۲	۲۹/۳۳	۹/۹۹	۳۱/۹۸		
	۳	۶/۴۸	۱۵/۷۴	۳/۶۶	۱۰/۰۲	۲/۹۳	۹/۳۸		
	۴	۱/۱۶	۲/۸۱	۴/۱۱۴	۰/۵۲	۱/۴۲	۳۶/۶۸	۱/۵۲	۳۱/۹۱

جدول (۲): مقادیر کنتراست، نسبت سیگنال به نوفه و نوفه نسبی حاصل از تصاویر نگاره برگشتی (۰ مرتبه تکرار)، ۵ و ۱۰ مرتبه تکرار برای کره‌های پرتوزا در ضخامت‌های آشکارساز پراکننده: ۱ و ۲ سانتی‌متر و آشکارساز جذب ۳ سانتی‌متر.

مراتب تکرار		شماره کره		ضخامت آشکارساز پراکننده			
				۱ سانتی‌متر		۲ سانتی‌متر	
				کنتراست	نسبت سیگنال به نوفه	کنتراست	نسبت سیگنال به نوفه
نگاره برگشتی (تکرار ۰ مرتبه)	۱	۰/۵۷	۱۰/۳۸	۰/۵۸	۸/۳۵		
	۲	۰/۴۸	۸/۷۱	۰/۵۰	۷/۱۵		
	۳	۰/۲۵	۴/۵۴	۰/۲۶	۳/۶۷		
	۴	۰/۰۷	۱/۳۱	۵/۵۷	۰/۰۹	۱/۴۳	۶/۹۷
۵	۱	۳/۴۰	۲۰/۴۰	۳/۲۰	۱۵/۵۵		
	۲	۲/۶۳	۱۵/۴۳	۲/۵۰	۱۲/۱۳		
	۳	۱/۰۷	۶/۲۰	۰/۹۶	۴/۶۷		
	۴	۰/۲۳	۱/۳۷	۱۷/۰۵	۰/۳۱	۱/۵۰	۲۰/۸۴
۱۰	۱	۱۹/۸۵	۵۳/۸۵	۱۶/۳۰	۳۸/۵۱		
	۲	۱۲/۷۵	۳۴/۵۹	۱۰/۹۳	۲۵/۸۲		
	۳	۳/۳۰	۸/۹۵	۲/۷۰	۶/۳۸		
	۴	۰/۵۶	۱/۵۳	۳۴/۲۸	۰/۶۶	۱/۵۲	۴۲/۵۴

به مقادیر حاصل شده کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه، بهینه‌ترین و بهترین مقدار را نسبت به سایر ضخامت‌ها دارا می‌باشد. برای آشکارسازهای پراکننده و جاذب به ترتیب با ضخامت‌های ۲ cm و ۳ cm، با آشکارسازی ۴۴۰۰۰ رویداد صحیح، مقادیر کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه مناسب هستند. البته نسبت به ضخامت قبلی، این مقادیر تنزل یافته‌اند. با افزایش تکرار تا مرتبه ۱۰، در همین ضخامت بیش‌ترین نوفه نسبی را (معادل با ۴۲/۵۴) نسبت به سایر حالت‌ها پیش‌رو داریم.

به‌طور کلی، افزایش ضخامت کریستال CZT به بهبود میزان کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه توده‌ها منجر خواهد شد و اعمال بیشتر مراتب تکرار نیز این تأثیر ضخامت را مشهودتر می‌کند. در مجموع، تصاویر سه کره بزرگ‌تر مشاهده‌پذیری به مراتب مطلوب‌تری نسبت به کره چهارم داشته و افزایش ضخامت و مراتب تکرار نیز به مشاهده‌پذیری کیفی توده‌ها، جلوه مطلوب‌تری داده است.

۴. بحث و بررسی

نتایج حاصل شده از شبیه‌سازی دوربین کامپتون و استفاده از روش بازسازی شده در کد MATLAB، درستی عملکرد کد نوشته شده در بازسازی تصویر را به‌وضوح ارائه کرد.

نتایج حاصل از بازسازی تصویر به کمک الگوریتم نوشته شده، نشان‌دهنده توانایی انجام برش‌نگاری^۱ توسط دوربین کامپتون در یک رصد از فانتوم شامل چهار کره پرتوزا است. در ادامه و به‌منظور افزایش کارایی دوربین کامپتون، میزان تکرار بر درستی نتایج مورد ارزیابی قرار گرفت و همچنین در این مورد مهم، بهینه‌سازی دوربین کامپتون مورد توجه قرار گرفت. این بهینه‌سازی در قالب طراحی یک دوربین کامپتون در کد GATE با قطر کریستال متفاوت دوربین‌ها صورت پذیرفت و

در ضخامت‌های بیش‌تر، همان‌طور که از جداول ۱ و ۲ قابل ملاحظه است؛ برای توده کوچک (کره چهارم) با افزایش ضخامت میزان کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه این توده افزایش پیدا می‌کند و متعاقب آن، افزایش مراتب تکرار نیز این تأثیر ضخامت را ملموس‌تر می‌کند؛ اگرچه مشاهده‌پذیری این توده نسبت به سایر توده‌ها کم‌تر می‌باشد که به‌نحوی تفاوت میان ارزیابی کمی و کیفی در تصویربرداری هسته‌ای را نشان می‌دهد.

در آشکارساز پراکننده: ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب: ۳ cm، با آشکارسازی ۱۲۰۰۰ رویداد صحیح، نتایج نسبت به حالت قبل بهبود می‌یابد. با برآورد مقادیر کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه، این موارد برای کره اول بیش از کره دوم، کره دوم بیش از کره سوم و کره سوم بیش از کره چهارم است. در این ضخامت با افزایش مراتب تکرار، تصویر کیفیت مطلوب‌تری پیدا می‌کند حال آن‌که این روند افزایش نوفه نسبی را با خود به‌همراه دارد. نوفه نسبی در این ضخامت برابر با ۳۶/۶۸ می‌باشد. برای آشکارساز پراکننده به ضخامت ۰/۵ cm و آشکارساز جاذب به ضخامت ۳ cm، با آشکارسازی ۱۶۰۰۰ رویداد صحیح برای کره‌ها، مقادیر کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه حاصل شده شرایط مشابهی دارند. در این ضخامت کره اول و دوم بیش‌ترین نزدیکی کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه را نسبت به سایر ضخامت‌ها دارند که البته پایین بودن نوفه نسبی نسبت به سایر ضخامت‌ها را برای تصاویر بازسازی شده در پی دارد. برای آشکارسازهای پراکننده و جاذب به ترتیب با ضخامت‌های ۱ cm و ۳ cm با آشکارسازی ۲۴۰۰۰ رویداد صحیح، تصویربرداری به‌صورت مطلوبی انجام گردیده است و با توجه به مقادیر حاصل شده این ضخامت بهترین میزان کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه را دارا بوده و به‌لحاظ نوفه نسبی نیز نسبت به سایر ضخامت‌ها عملکرد بهتری دارد خصوصاً در تکرار ۱۰ مرتبه که نوفه نسبی حاصل شده با توجه

^۱ Tomography

بهینه‌ای را فراهم آورد. برای آشکارساز جاذب، تنها جذب رویدادها، هدف نهایی می‌باشد که در واقع انتخاب ضخامت بیش‌تر برای نیل به این هدف مناسب خواهد بود. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها (ارائه شده در جداول) نشان می‌دهد برای آشکارسازهای پراکننده و جاذب به ترتیب ضخامت‌های ۱ cm و ۳ cm بهینه‌ترین ابعاد برای هر دو آشکارساز است. با اعمال الگوریتم LM-MLEM تا مرتبه ۱۰، کنتراست و نسبت سیگنال به نوفه در تصاویر بازسازی شده مطلوب‌تر می‌گردند. نتایج حاصل از این مطالعه نشان‌دهنده عملکرد دقیق و درست الگوریتم نوشته شده در کد MATLAB برای بازسازی تصویر در دوربین کامپتون است. به منظور دستیابی به شرایط واقعی‌تر، این الگوریتم همراه با نتایج شبیه‌سازی مونت‌کارلو، توانایی دوربین کامپتون در ارائه یک تصویر برش‌نگاری شده در یک رصد از جسم را به خوبی نشان داده است؛ که یک برتری قابل توجه نسبت به روش‌های رایج برش‌نگاری پزشکی هسته‌ای محسوب می‌شود. نتایج حاصل از بهینه‌سازی سیستم، نشان از حساسیت شدید پارامترهای ارزیابی تصویر به ضخامت آشکارساز پراکننده دارد که با توجه به انرژی چشمه قابل بهینه‌سازی است.

به منظور ارزیابی دقیق آن، از یک فانتوم استوانه‌ای با توده‌های گرم با قطرهای متفاوت استفاده گردید. به منظور مقایسه تصویر توده‌ها از ROI های کشیده شده به کمک کد AMIDE بر تصویر توده‌ها استفاده شد و نتایج آن‌ها در قالب معیارهایی مانند کنتراست، نسبت سیگنال به نوفه و نیز نوفه نسبی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت. ROI های کشیده شده بر روی تصاویر با توجه به ابعاد کره‌ها در شبیه‌سازی تعریف شده است.

۵. نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که در تصویربرداری به کمک دوربین کامپتون با توجه به وجود دو آشکارساز پراکننده و جاذب، تخمین ضخامت‌های بهینه برای آشکارساز پراکننده به راحتی قابل پیش‌بینی نمی‌باشد. شیوه بازسازی متفاوت در این دوربین بر غیر قابل پیش‌بینی بودن این امر خواهد افزود. زیرا ضخامت این آشکارساز، به نحوی توازن میان درصد بهینه پراکندگی رویدادها برقرار خواهد کرد. در واقع ضخامت آشکارساز پراکننده، به صورت مستقیم بر نسبت جذب به پراکندگی پرتوهای فرودی تاثیرگذار است و می‌تواند شرایط

۶. مراجع

- [1] S. Chonfelder, A. Hirner and K. Schneider. A Telescope for Soft Gamma Ray Astronomy, *Nuclear Instruments and Methods*, 107(2) (1973) 385-394.
- [2] W. Todd, M. Nightingale and D. Everett. A proposed gamma camera, *Nature*, 251(1974) 132-134.
- [3] M. Singh. An electronically collimated gamma camera for single photon Emission computed tomography: Part I. theoretical considerations and design criteria, *Medical Physics*, 10(1983) 421-427.
- [4] M. Singh and D. Doria. An electronically collimated gamma camera for single photon emission computed tomography: Part II. Image reconstruction and preliminary experimental measurements, *Medical Physics*, 10(1983) 428-435.
- [5] N. Tsoufanidis. Measurement and detection of radiation, Taylor & Francis, 2nd ed, (1995).
- [6] M. Singh, F. Doty, S. Friesenhahn and J. Butler. Feasibility of using Cadmiumzinc- Telluride detectors in electronically collimated SPECT, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 42(1995) 1139-1146.
- [7] F. Zhang, Z. He, D. Xu, G. Knoll, D. Wehe and J. Berry. Improved Resolution for 3-D Position Sensitive CdZnTe Spectrometers, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 51(2004) 2427-2431.
- [8] S. Jan, G. Santin, D. Strul, S. Staelens, K. Assié, D. Autret, S. Avner, R. Barbier, M. Bardiès, P. M. Bloomfield, D. Brasse, V. Breton, P. Bruyndonckx, I. Buvat, A.F. Chatziioannou, Y. Choi, Y.H. Chung, C. Comtat, D. Donnarieix, L. Ferrer, S.J. Glick, C.J. Groiselle, D. Guez, P.F. Honore, S. Kerhoas-Cavata, A.S. Kirov, V. Kohli, M. Koole, M. Krieger, D.J. van der Laan, F. Lamare, G. Largeron, C. Lartizien, D. Lazaro, M.C. Maas, L. Maigne, F. Mayet, F. Melot, C. Merheb, E. Pennacchio, J. Perez, U. Pietrzyk, F.R. Rannou, M. Rey, D.R. Schaart, C.R. Schmidlein, L. Simon, T.Y. Song, J.M. Vieira, D. Visvikis, R. Van de Walle, E. Wieërs and C. Morel. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Physics in Medicine & Biology*, 49(19) (2004) 4543-4561.
- [9] A. Sadremomtaz and P. Taherparvar. Effect of energy window width on the contrast and SNR of diagnosis of defects in different regions of myocardial phantom, *International Journal of Engineering Research and Application*, 2(6) (2012) 1124-1128.
- [10] X. Lojacono. Image reconstruction for Compton camera with application to hadrontherapy. *Imaging. INSA de Lyon*, 2013.
- [11] A. Sadremomtaz and P. Taherparvar. The influence of filters on the SPECT image of Carlson phantom. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 6(3) (2013) 291-29.
- [12] K. Langeand and R. Carson. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 8(2) (1984) 306-316.
- [13] A. Zoglauer. First Light for the next Generation of Compton and Pair telescopes PhD thesis, (2005).
- [14] P. Taherparvar and A. Sadremomtaz. Development of GATE Monte Carlo simulation for a CsI pixelated gamma camera dedicated to high resolution animal SPECT. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 41(1) (2018) 31-39.
- [15] Z. Fardi and P. Taherparvar. A Monte Carlo investigation of the dose distribution for new I-125 Low Dose Rate brachytherapy source in water and in different media. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 25(1) (2019) 15-22.
- [16] A.M. Loening and S.S. Gambhir. AMIDE: A completely free system for medical imaging data analysis, *Molecular Imaging*, 2(3) (2013) 131-137.