شبیه‌سازی دوربین گامای پیکسلی دستگاه SPECT حیوانی به کمک کد GATE و مقایسه آن با نتایج تجربی

طاهرپرور، پیوند *- صدرممتاز، علیرضا

گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه گیلان- رشت، گیلان

چکیده: *در حال حاضر کد GATE در تصویربرداری سینتی‌گرافی به عنوان یک ابزار قدرتمند برای توسعه، طراحی و بهینه سازی سیستم‌های تشخیصی برای بهبود کمی تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرد. از طرفی دیگر، امروزه استفاده از دوربین‌های گامای پیکسلی و توسعه آنها به منظور دستیابی به توان تفکیک بالا در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای مورد توجه است. در این مقاله اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی شده دوربین گامای پیکسلی اختصاصی تصویربرداری حیوانات کوچک که متشکل از آرایه کریستال CsI(Tl) همراه لامپ‌های سوسوزن حساس به مکان است، به کمک کد GATE مورد ارزیابی قرار گرفته است و نتایج شبیه‌سازی با نتایج آزمایشی این دستگاه مقایسه شده است.*

کلمات کلیدی: *دوربین گامای پیکسلی، GATE، مونت کارلو*

مقدمه

امروزه برش‌نگاری رایانه‌ای گسیل تک فوتون (SPECT) به عنوان یکی از مهمترین روش‌های تشخیصی بالینی محسوب می‌شود. تکنیک SPECT بر اساس آشکارسازی تابش پرتو گاما از سوی توزیع رادیونوکلئید جای گرفته در بدن است. بدین صورت که با چرخش دوربین گاما حول بیمار و ثبت پرتوها، نگاره‌هایی (Projections) توسط مجموعه ای از خطوط پاسخ در هر زاویه بدست می‌آید. سپس به کمک روش‌های بازسازی، توزیع سه بعدی تمرکز رادیونوکلئید در بدن بیمار به کمک نگاره‌های ثبت شده در رایانه دستگاه به نمایش گذارده می‌شود. به منظور تحقیق و توسعه سیستم‌های SPECT انسانی، تصویربرداری از حیوانات کوچک به عنوان یک ابزار مهم در تحقیقات بالینی شناخته میشود که بر حیطه‌های مختلف زیست پزشکی مانند: عصب شناسی، تومور شناسی، قلب و عروق، ایمنی شناسی، ژن‌شناسی، توسعه ی رادیودارو و... موثر است، و نتایج بدست آمده از مطالعات حیوانی با اندکی اصلاحات، توانایی تعمیم به محیط بالینی انسان را می‌یابند. در این مسیر، یکی از مهم ترین پیشرفت‌هایی که اخیرا در زمینه توسعه سیستم‌های تصویربرداری حاصل شده است، اصلاحات انجام گشته بر روی کریستال و لامپ‌های فوتون افزا، است که تحت عنوان لامپ‌های فوتون‌افزای حساس به مکان (PSPMT) نامگذاری شده‌اند [۲،۱].

از طرفی دیگر، لزوم تحقیقات در راه توسعه سیستم‌های پزشکی هسته‌ای، مستلزم صرف زمان طولانی و هزینه‌های هنگفت و به صورت صحیح و خطا می‌باشد. برای غلبه براین موانع از روش‌های شبیه‌سازی رایانه‌ای بهره گرفته می‌شود، که یکی از مهمترین و شناخته شده ترین روش‌های شبیه‌سازی در پزشکی

هسته‌ای استفاده از روش مونت می‌باشد، زیرا ترابرد پرتوها، فرایندهای آشکارسازی و واپاشی پرتوزایی ماهیّتی تصادفی دارند [۳]. روش مونت کارلو در تمامی زمینه‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای از قبیل تصویربرداری مسطح، SPECT، برش نگاری نشرپوزیترونی (PET) و برش نگاری نشرچندگانه (MET) کاربرد پیدا کرده است. مدل سازی آشکارساز و طراحی کولیماتور، بازسازی تصویر و روش‌های تصحیح پراکندگی، دزیمتری داخلی، کنترل کیفی و مدلسازی جنبش رادیودارویی به کمک تکنیک مونت کارلو مورد توجه قرار گرفته است. روش مونت کارلو امکان طراحی رایانه ای سخت افزاری سیستم تصویربرداری را داراست، بنابراین بدون نیاز به تغییر مرحله به مرحله قطعات سخت افزاری سیستم تصویربرداری که با تجربه وخطاهای مکرر همراه خواهد بود، می‌توان به طراحی بهینه رسید. یکی از قدرتمندترین نرم افزارهای توسعه یافته در این زمینه نرم‌افزار GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emission) است که ترکیبی از کد شبیه‌سازی GEANT4 و نرم افزار اختصاصی پیاده سازی ابزار شبیه‌سازی‌های عددی در سیستم‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای می‌باشد [۵،٤]. به دلیل قابلیت مدل سازی فرآیندهای وابسته به زمان مانند حرکت هندسه و یا واپاشی چشمه، این کد تبدیل به یکی از محبوب ترین ابزار در شبیه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری، در مقایسه با سایر کدهای اختصاصی است. هدف ما در این مقاله اعتبارسنجی کد GATE برای شبیه‌سازی یک دوربین گاما پیکسلی مدل H8500 C (ساخت شرکت هماماتسو ژاپن) به همراه کولیماتور آن است که در سیستم SPECT حیوانی موجود در دانشگاه گیلان مورد استفاده قرار گرفته است. این سیستم توسط «شرکت توسعه صنایع تصویر برداری پرتو نگار پرشیا» ساخته شده است [٦].

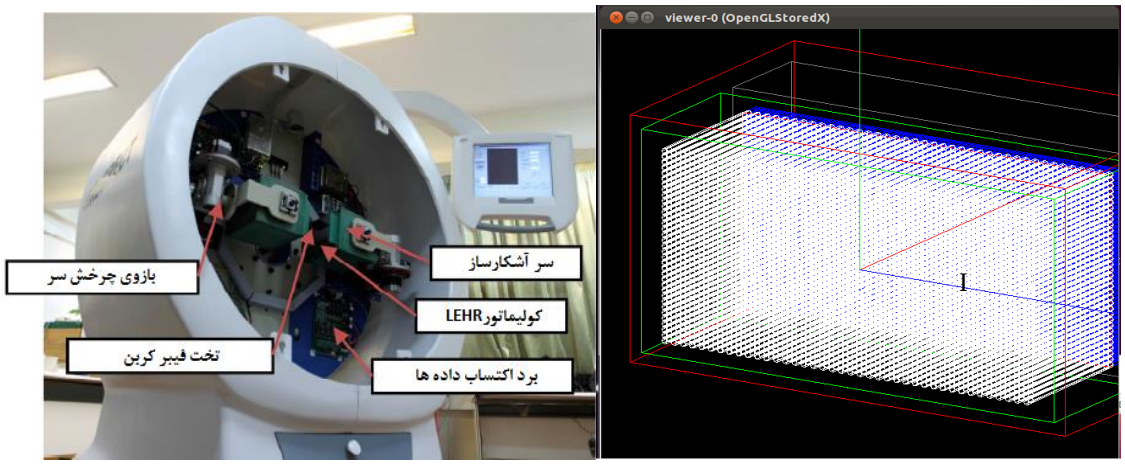
روش کار

همانطورکه گفته شد در این مقاله به اعتبارسنجی نتایج حاصل از شبیه‌سازی دوربین گامای پیکسلی به همراه لامپ‌های فوتون افزای حساس به مکان دستگاه HiReSPECT دو-سر (موجود در دانشگاه گیلان)، پرداخته شده است (شکل ۱). این لامپ‌های فوتون افزای حساس به مکان از نوع مسطح و مدل H8500 C، و دارای ناحیه آشکارسازی فعالی درحدود $۱۰۰\times۵۰ cm^2$ می‌باشند. کریستال آن‌ها از جنس CsI(Tl) و شامل شبکه‌ایی از ۳۸×۸۰ پیکسل با ابعاد $۵\times۱\times۱ mm^3$ و دیواره اندود شده مابین پیکسل ها در حدود $۰,۲ mm$ است. یک پنجره ورودی آلومینیومی با ضخامت $۵۰\mu m$ و همچنین یک پنجره شیشه‌ای با ضخامت $۳ mm$ در دو طرف کریستال به ترتیب در مواجهه با پرتو گاما و PSPMT ها قرار دارند. مواد بازتابنده در میان عناصر پیکسلی، مانع از انتقال نور سوسوزنی بین پیکسل ها می‌شود [٦]. این طراحی پخش شدگی نور را محدود نموده وبه PSPMT اجازه شناسایی رویداد برخوردی به یک عنصر منفرد را می‌دهد، که بهبود توان تفکیک فضایی را به دنبال خواهد داشت. تمامی اجزای سیستم آشکارسازی در یک محفظه سربی محافظت می‌شوند کولیماتورهای مورد استفاده از نوع حفره موازی، انرژی پایین و توان تفکیک بالا هستند. این کولیماتورها

دارای حفره‌های شش ضلعی با ابعاد ۱٫۲ *mm*، و ارتفاع حفره ۳٤*mm* است. به منظور طراحی دقیق سیستم توصیف شده از نرم افزار GATE، نسخه ۷٫۱ و نرم‌افزار ROOT استفاده شده است، این کد از سال ۲۰۰۱ توسط گروه OpenGATE توسعه یافت و اولین نسخه عمومی آن در سال ۲۰۰٤ انتشار یافت. استفاده مناسب و تعریف دقیق ساختار مدوله شده در این کد به همراه استفاده از هسته مرکزی Geant4 امکان مدل سازی کامل و دقیق مطالعات پزشکی هسته‌ای را به کمک استفاده از دستورات اختصاصی، فراهم آورده است. این دستورات برای ایجاد هندسه آشکارساز، فانتوم و باریکه ساز، الکترونیک آشکارسازی، عوامل مربوط به زمان عبور و جنبش ذرات، نوع داده‌های خروجی، فرآیندهای دخیل در برهمکنش بین ذرات و اجزای دوربین و چشمه‌های پرتوزا مورد استفاده قرار می‌گیرد [۵].

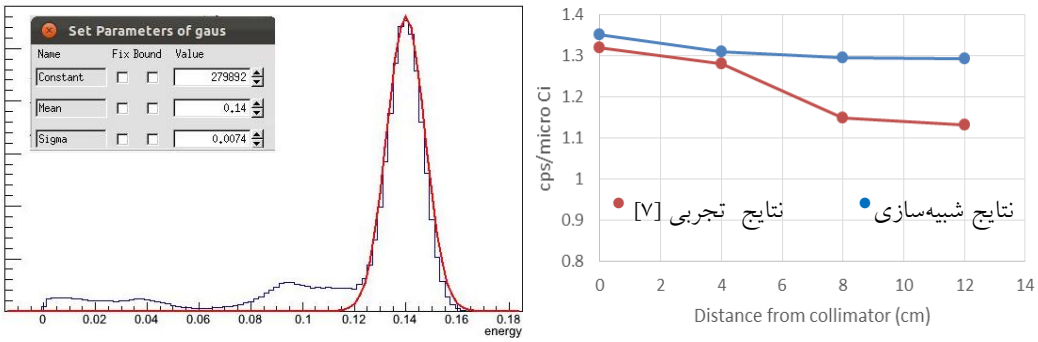
در شکل ۱ می‌توان نمایی از کل دستگاه و بخش مربوط به قسمت شبیه‌سازی شده دوربین دستگاه را مشاهده نمود. قسمت‌های شبیه‌سازی شده شامل کولیماتور، کریستال شبکه ای به همراه ماده حائل بین آن (بسیاری از کدهای شبیه‌سازی متداول در پزشکی هسته ای قادر به شبیه‌سازی *کریستال‌های شبکه‌ای* نیستند)، فویل آلومینیومی، پوشش و حفاظ سربی و قسمت مربوط به اجزای پشتی آن است که در شکل راست-۱، نشان داده شده است. به منظور نزدیکی هرچه بیشتر نتایج حاصل از شبیه‌سازی به نتایج واقعی از مدول خاصی به نام Digitizer استفاده شد. این مدول قادر خواهد بود اثرات مربوط به ناکاملی پاسخ آشکارساز و یا حتی الکترونیک سیستم را به کمک توابع توزیع قابل تعریف، در پاسخ خروجی کریستال اعمال نماید. البته اگرچه می‌توان با توجه به مشخصات مربوط به توان تفکیک دستگاه مقادیر قابل محاسبه‌ای برای این مدول در نظر گرفت اما با توجه به عوامل تاثیرگذار متفاوت در روند آزمایشی، برای یافتن مقادیر دقیق‌تر می‌توان از روش صحیح و خطا حول مقدار متوسط اولیه نیز استفاده کرد. برای اعتبارسنجی و میزان درستی سیستم مدل سازی شده از مقایسه میان نتایج شبیه‌سازی و آزمایشی مشابه استفاده شد که این مقایسه به کمک پارامترهایی مانند توان تفکیک انرژی، توان تفکیک فضایی و حساسیت در فواصل متفاوت انجام شده و تصحیحات هندسی لازم به منظور نزدیکی هرچه بیشتر نتایج شبیه‌سازی و تجربی انجام گشت.

اولین ارزیابی برای طیف انرژی چشمه Tc-99m انجام گشت. این بررسی به همراه کولیماتور قرار گرفته بر روی دوربین و به کمک نرم افزار ROOT محاسبه شد. شبیه‌سازی به کمک یک چشمه میدان اغتشاشی با ابعاد mm^3 ۵×٦۰×۱۱۰ و حاوی محلول تکنسیوم پرتوزا، در تماس مستقیم با کولیماتور انجام گشت (مطابق موارد آزمایش شده در مرجع [۷]). طیف انرژی ثبت شده در آشکارساز در شکل الف-۲ به نمایش درآمده است. FWHM اندازه‌گیری شده برای طیف بدست آمده در حدود ۱۷٫٤۲ keV محاسبه شد که معادل ۱۳٪ است، این مقدار برای حالت آزمایشی در حدود ۱۹٪ می‌باشد. که بیانگر تطابق خوبی میان نتایج است.



شکل ۱. (چپ) سیستم SPECT حیوانی دو سر با توان تفکیک بالا (HiReSPECT)، (راست) دوربین شبیه‌سازی شده شامل کولیماتور، کریستال شبکه ای، فویل آلومینیومی، پوشش و حفاظ سربی و قسمت مربوط به اجزای پشتی

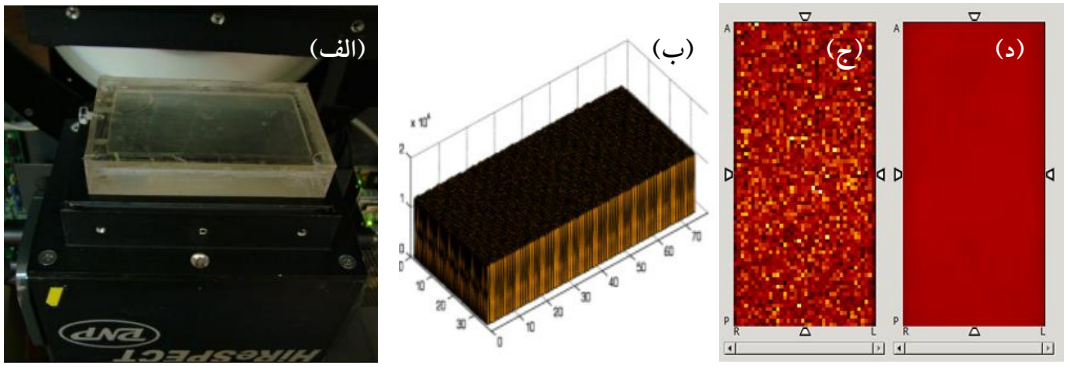
به منظور ارزیابی حساسیت سیستم شبیه‌سازی شده و مقایسه آن با مقادیر واقعی، از یک فانتوم استوانه ای بهره گرفته شد. این فانتوم دارای قطر داخلی ۳۲ میلیمتر و دارای ۵ میلیمتر ضخامت است که با ۲ میلی کوری از تکنسیوم پرتوزا پر شده است. حساسیت دوربین گاما بصورت نسبت فوتون‌های آشکار شده به فوتون‌های گسیلی محاسبه گشت. این ارزیابی‌ها در فواصل ۰، ۵ و ۱۰ سانتیمتری از سطح کولیماتور مورد ارزیابی قرار گرفت و نتایج شبیه‌سازی با نتایج حاصل از آزمایش مقایسه گشت. حساسیت در تماس مستقیم با کولیماتور به ترتیب در حدود ۱,۳۵ CPS / µC و ۱,۳۱ CPS / µCi برای شبیه‌سازی و نتایج تجربی بود. نتایج نشان می‌دهد که تفاوت بین مقادیر محاسبه و تجربی حدود ۰,۳ درصد است. علاوه بر این، حساسیت سیستم به صورت تابعی از فاصله تا سطح کولیماتور برای نتایج شبیه‌سازی و آزمایشی مورد بررسی قرار گرفت که در شکل راست-۲ نشان داده شده است. تفاوت‌های جزئی بین نتایج اندازه‌گیری و محاسبه وجود دارد. حداکثر تفاوت بین مقادیر محاسبه و تجربی در حدود ۱٤ درصد است.



شکل ۲. (چپ) نتایج حاصل از طیف Tc-99m شبیه‌سازی شده به کمک کد GATE، (راست) نمودار تغییرات حساسیت (CPS/µCi) بصورت تابعی از فاصله چشمه تا کولیماتور برای نتایج شبیه‌سازی و تجربی

یکنواختی دوربین گاما به کمک استفاده از فانتوم میدان اغتشاشی حاوی ۱۰ میلی کوری Tc-۹۹m قرار داده شده در سطح کولیماتور (شکل الف-۳) ارزیابی گشت. شکل ب-۳ پروفایل دو بعدی تصویر واقعی برگرفته از آشکارساز را پس از اعمال تصحیحات مربوط به یکنواختی را نشان می‌دهد. یکنواختی به عنوان تفاوت بین مقادیر حداکثر و حداقل پیکسل در میدان مرکزی آشکارساز تعریف شده است. اصلاح غیر یکنواختی توسط اعمال یک فیلتر پایین گذر گاوسین انجام شد. تصاویر مربوط به شبیه سازی آزمون یکنواختی سیستم بدون تصحیح و با تصحیح یکنواختی به ترتیب در اشکال ج-۳ و د-۳ نشان داده شده است. یکنواختی انتگرالی سیستم شبیه‌سازی شده پس از اعمال تصحیح در حدود ۱,۳ ارزیابی شد. مطالعه تجربی نشان می‌دهد که یکنواختی انتگرالی سیستم پس از تصحیح یکنواختی ۱,۲درصد در میدان دید می‌باشد که تطابق بسیار خوب نتایج تجربی و شبیه‌سازی را نشان می‌دهد. در حالت عملی، یکنواختی در دوربین‌های پیکسلی تحت تاثیر نقص در فضاهای بین PMT است، که اعمال فیلتر هموارساز را ضروری می‌کند. درواقع، بدلیل اجرای روش‌های اصلاح یکنواختی در شرایط واقعی، این امر اثر مهمی برنتایج نمی‌گذارد.

ارزیابی مربوط به توان تفکیک فضایی دوربین گاما نیز با استفاده از یک لوله مویین پر شده با محلول Tc-۹۹m در میدان دید مفید (UFOV) دوربین گاما مورد بررسی قرار گرفت. چشمه خطی در دو حالت؛ در ابتدا در راستای ابعاد بزرگتر آشکارساز و سپس در راستای ابعاد کوچکتر آن قرار داده شد. سپس، به کمک برازش یک تابع توزیع گاوسی بر تابع گسترش خط (LSF)، تصویر بدست آمده، FWHM آن محاسبه گشت. توان تفکیک فضایی محاسبه شده از نتایج شبیه‌سازی در راستای محور بزرگتر در حدود ۲,٤ میلی‌متر محاسبه شد در حالیکه این مقدار در ارزیابی تجربی برابر ۲,۵ میلی متر گزارش شده است. این مقادیر در طول محور کوتاه تر نیز در حدود ۱,۵ میلی متر برای نتایج شبیه‌سازی و ۱,٦ میلی متر برای نتایج آزمایشی ارزیابی شد. نتایج حاصله تطابق بسیار مناسب بین نتایج سیستم شبیه‌سازی شده و واقعی را نشان می‌دهد.



شکل ۳. (الف) تصویر فانتوم میدان اغتشاشی مورد آزمایش [۷] و (ب) پروفایل دو بعدی از تصویر چشمه میدان اغتشاشی [۷]، تصویر چشمه میدان اغتشاشی شبیه سازی شده (ج) بدون و (د) با تصحیح یکنواختی

بحث و نتیجه گیری

نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که GATE توانایی مدل سازی دقیق ویژگی‌های اصلی عملکرد دوربین گامای پیکسلی CsI سیستم تصویربرداری اسپکت حیوانیHiReSPECT را دارا است. بنابراین به کمک مدل شبیه‌سازی ارائه شده می‌توان به بررسی دقیق و کامل عملکرد اجزای متفاوت آن پرداخته و درراستای بهینه‌سازی و نیز ارتقای سیستم اقدام نمود. شبیه‌سازی‌های ما نشان می‌دهد که برخی از پارامترهای محاسبه شده همچون توان فضایی وابسته به موقعیت چشمه قرار گرفته درمقابل آشکارساز است که به دلیل شکل شش ضلعی حفره‌های کولیماتور است. نتایج حاصل نشان از سازگاری خوب داده‌های شبیه‌سازی و اندازه‌گیری است، اگر چه، تفاوت‌های جزئی بین نتایج اندازه‌گیری و شبیه‌سازی وجود دارد. برخی از دلایل مربوط به عدم تطابق کامل نتایج، مربوط به ماهیت شبیه‌سازی و در نظر گرفتن وضعیت ایده‌آل در مطالعات شبیه‌سازی می‌باشد، به عبارتی دیگر، عواملی مانند نقص‌های مکانیکی و الکترونیکی سیستم تصویربرداری، تابش زمینه، میزان خطا در محاسبه دوز، عدم قطعیت در ابعاد هندسی کولیماتور، کریستال و ... تاثیر مستقیمی بر نتایج تجربی می‌گذارد. از سوی دیگر، رویدادها در یک زنجیره پردازش آشکارساز، از جمله گسترش و نشت نور سوسوزن، الکترونیک PMT و بازده اتصالات نوری، نیز ممکن است سبب تفاوت میان نتایج گردد. به منظور درنظرگیری برخی از این موارد، در شبیه‌سازی به کمک GATE استفاده از مدول Digitizer، تا حدی راهگشا است و این مدول می‌تواند تا حدی اثرات مربوط به توان تفکیک سیستم آشکارسازی شامل اثرات کریستال و سیستم‌های الکترونیکی را جبران نماید و نتایج را به واقعیت اندازه‌گیری شده نزدیک نماید. اما تعیین پارامترهای مربوطه معمولا بصورت آزمون و خطا و به کمک نتایج تجربی تعیین می‌گردد. از طرفی دیگر، با توجه به توانایی کد GATE در تعیین آمار دقیق ره‌گیری پرتوها، می‌توان نقش کامل هریک از اجزای سیستم تصویربرداری در آشکارسازی پرتوها را تعیین و برای توسعه، طراحی و بهینه سازی سیستم‌های تصویربرداری پزشکی و بررسی اهمیت اثرات فیزیکی متعدد درگیر در تشکیل تصویر بهره برد.

مراجع

[1] M. N. Wernick, J. N. Aarsvold, Emission Tomography, Elsevier Academic Press, 2004.
[2] M. T. Madsen, Recent advances in SPECT imaging, J. Nucl. Med., 48(4),661-73, 2007.
[3] Buvat, I. Castiglioni, Monte Carlo simulations in SPET and PET, Q. J. Nucl. Med., 46(1), 48-61, 2002.
[4] M. Ljungber, S. Strand, M. A. King, Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine, Second Edition: Applications in Diagnostic Imaging, CRC Press, 2012.
[5] F. R. Rannou, V. Kohli, D. L. Prout, A. F. Chatziioannou, Investigation of OPET Performance Using GATE, a Geant4-Based Simulation Software.. IEEE Trans Nucl Sci., 51(5), 2713-2717, 2004.
[6] S. Sajedi and et. al., Design and development of a high resolution animal SPECT scanner dedicated for rat and mouse imaging, , Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A, 741, 169-176, 2014.
[7] V. Moji, and et al, Performance evaluation of a newly developed high-resolution, dual-head animal SPECT system based on the NEMA NU1-2007 standard, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 15(6), 1-12, 2014.