

شبیه‌سازی آشکارسازهای مورد استفاده در سیستم تصویربرداری PET با کد GATE

زهرا فتحی حسین آبادی^۱، مریم حسنوند^{*۱}، مجتبی مکاری^۲ و نوید نجات بخش^۳

^۱ دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، صندوق پستی ۸۴۱۵۶۸۳۱۱۱، اصفهان، ایران

^۲ گروه فیزیک، دانشگاه صنعتی خاتم الانبیا (ص) بهبهان، صندوق پستی ۶۳۶۱۶-۴۷۱۸۹، بهبهان، ایران

^۳ شرکت دانش بنیان بهیار صنعت سپاهان، صندوق پستی ۸۴۱۵۵۶۶۶، اصفهان، ایران

چکیده:

مقطع نگاری گسیل پوزیترون (PET) یک روش تصویربرداری پزشکی هسته‌ای است، که از عملکرد بدن اطلاعاتی را فراهم می‌کند. در این روش از هسته‌های پرتوزایی استفاده می‌شود که با گسیل پوزیترون واپاشیده می‌شوند. پوزیترون ساطع شده درون بدن با الکترونی ترکیب شده و سپس پدیده نابودی رخ می‌دهد و پس از آن دو فوتون با انرژی ۵۱۱ keV با زاویه ۱۸۰ درجه گسیل می‌شوند. اسکنر PET از مجموعه آشکارسازهایی تشکیل شده است که قابلیت آشکارسازی و ثبت این دو فوتون را به صورت همزمان داشته باشد. پس از ثبت این فوتون‌ها به صورت سیگنال الکتریکی، چندین فاکتور تصحیح به آن‌ها اعمال می‌شود، آنگاه با استفاده از الگوریتم‌های بازسازی ریاضی، تصویری سه بعدی به صورت حجمی به دست می‌آید. در این مطالعه دستگاه‌های PET اسکن سازندگان مختلف مورد بررسی قرار گرفت و پس از آن مطالعه اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی مونت کارلو برای اسکنر PET بالینی زیمنس Siemens Biograph Vision با استفاده از جعبه ابزار GATE شبیه‌سازی و ارزیابی عملکرد این مدل با استفاده از استانداردهای انجمن ملی سازندگان تجهیزات برقی (NEMA NU 2-2018) انجام شده است.

کلیدواژه‌ها: پوزیترون، شبیه‌سازی، نابودی، هسته پرتوزا

Simulations for the detectors used in the PET imaging system by the GATE code

Zahra Fathi Hossein Abadi¹, Maryam Hasanvand^{*1}, Mojtaba Mokari², Navid Nejat bakhsh³

1. Department of Physics, Isfahan University of Technology, 8415683111, Isfahan, Iran.

2. Department of Physics, Behbahan Khatam Alanbia University of Technology, 6361647189, Behbahan, Iran.

3. Knowledge-based company Behyaar Sanaat Sepahan, 841556666, Isfahan, Iran.

Abstract:

Positron emission tomography (PET) is a nuclear medicine imaging technique which provides information of human body's operating system. This method uses positron-emitting radionuclides. The emitted positron inside the body combines with an electron and the annihilation phenomenon occurs, emitting two back-to-back photons with 511 keV energy. PET scanner consists of detectors which have the ability of detecting and recording these two photons, coincidentally. By recording these photons as an electrical signal, several correction factors are applied to them. Using mathematical reconstruction algorithms, a three-dimensional (3D) image is obtained. In this study, the specifications of PET scanners of different manufacturers were studied and finally the Monte Carlo model for Siemens Biograph Vision clinical PET scanner simulated. The GATE toolkit simulates and evaluates the performance of this model using the protocols of the National Electricity Manufacturers Association (NEMA NU 2-2018).

Keywords: Positron, Simulation, Annihilation, Radionuclide

۱. مقدمه

توموگرافی با گسیل پوزیترون (PET^1) یک روش تشخیص پزشکی برای مشاهده سوخت و ساز بدن، انتقال جریان خون و پیام‌های عصبی و غیره است [۱]. اسکنرهای PET، اسکنرهای سطح بالایی هستند که تصاویر بیولوژیکی بسیار حساسی از توزیع سه بعدی هسته‌های پرتوزا را در داخل بدن تولید می‌کنند. در این روش تقریباً غیرتهاجمی، از رادیوداروهایی استفاده می‌شود که با گسیل پوزیترون به پایداری می‌رسند و نیمه عمر پایینی دارند. هسته‌های گسیلنده پوزیترون منجر به گسیل دو فوتون نابودی^۲ با انرژی ۵۱۱ keV به صورت پشت به پشت (با زاویه ۱۸۰ درجه) می‌شوند؛ بنابراین اسکنرهای PET را می‌توان برای تصویربرداری فوتون‌هایی با این انرژی خاص طراحی و بهینه‌سازی کرد. اسکنر PET از آشکارسازهایی تشکیل شده است که بتواند این فوتون‌های پرنرژی را آشکار و مکان‌یابی کند [۲].

انجمن ملی سازندگان تجهیزات برقی ($NEMA^3$) دستور العمل‌هایی را تعیین کرده است تا با آن بتوان کارایی و عملکرد دستگاه‌های PET اسکن را اندازه‌گیری کرد. از آنجایی که انجام این دستور العمل‌ها به صورت تجربی وقت‌گیر و مشمول هزینه اقتصادی است، می‌توان با شبیه‌سازی‌های مونت کارلو نیز این نتایج را محاسبه نمود و اعتبار و صحت سنجی روش‌های مونت کارلو را با نتایج تجربی اندازه‌گیری شده، مقایسه نمود و سپس با بررسی عوامل مختلف بر کیفیت نتایج، دستگاهی با کارایی بهتر و با صرفه اقتصادی بهتر را پیشنهاد کرد.

در این مطالعه از کد شبیه‌ساز مونت کارلوی $GATE^4$ ، که برای شبیه‌سازی سیستم‌های PET و $SPECT^5$ طراحی گردیده است و جهت ترابرد فوتون و الکترون از کد چند منظوره $Geant4$ استفاده می‌کند، استفاده کردیم [۳]. پیش از این تعدادی از مطالعات اعتبارسنجی برای اسکنرهای مختلف PET منتشر شده است، مانند $GE Advance/Discovery LS$ [۴]، $Siemens Biograph mCT$ [۵] و اسکنرهای $Philips Allegro/Gemini$ [۶].

۲. روش کار

در این مطالعه، ابتدا نسخه‌های جدید دستگاه‌های پت از شرکت‌های مختلف بررسی شد، که این اطلاعات در جدول ۱ نشان داده شده است. جدول ۱. مشخصات برخی اسکنرهای PET سازندگان مختلف [۵، ۷-۱۳].

Siemens		Philips			GE healthcare			شرکت سازنده
Biograph mCT	Biograph vision	Biograph Horizon	Ingenuity TF PET/CT	Vereos digital PET/CT	discovery IQ PET/CT	DMI-DR	discovery MI PET/CT	نام دستگاه
LSO	LSO	LSO	LYSO	LYSO	BGO	LYSO	LYSO	نوع کریستال
۴×۴×۲۰	۳٫۲×۳٫۲×۲۰	۴×۴×۲۰	۴×۴×۲۲	۴×۴×۱۹	۶٫۳×۶٫۳×۳۰	۴٫۲×۶٫۳×۲۵	۳٫۹۵×۵٫۳×۲۵	ابعاد کریستال (mm)
۲۲۴۴۸	۶۰۸۰۰	-	۲۸۳۳۶	۲۳۰۴۰	۱۱۵۲۰	۱۳۸۲۴	۲۴۴۸۰	کل کریستال‌ها
PMT	SIPM	PMT	SIPM	SIPM	PMT	PMT	SIPM	نوع اتصال
۵۴۰	۲۱۴	۵۴۰	۵۰۲	۳۱۰	non	۵۵۰	۳۸۰	TOF (ps)

^۱ Positron Emission Tomography

^۲ Annihilation

^۳ National Electrical Manufacturers Association

^۴ Application for Tomographic Emission Geant4

^۵ Single Photon Emission Tomography

اسکنر PET انتخاب شده برای این مطالعه، یکی از جدیدترین سیستم‌های تصویربرداری PET/CT تمام بدن، با نام تجاری Biograph Vision، ساخت شرکت زیمنس آلمان می‌باشد. برخی از مشخصات هندسی و فیزیکی دستگاه مورد نظر که در شبیه‌سازی استفاده شده است، در جدول ۲ داده شده است [۱۳-۱۵].

جدول ۲. مشخصات سیستم Biograph vision از شرکت زیمنس [۱۳-۱۵].

LSO	نوع کریستال
۳,۲×۳,۲×۲۰ mm	اندازه کریستال
۲۶,۱ cm	Axial FOV
۲۱۴ ps	TOF
۴,۷ ns	پنجره همزمانی
۴۳۵-۵۸۵ keV	پنجره انرژی
۸۲ cm	قطر رینگ آشکارسازها

خصوصیات اصلی عملکرد سیستم شامل حساسیت^۱، قدرت تفکیک مکانی^۲ و نویز معادل نرخ شمارش (NECR^۳) با توجه به مشخصات NEMA NU 2-2018 [۱۶]، با استفاده از بسته شبیه‌ساز مونت کارلوی GATE 8.2 انجام شده است. در تمام موارد شبیه‌سازی شده از خروجی ROOT استفاده شده که توسط نرم‌افزار مربوطه تجزیه و تحلیل شده است [۱۷]. در مورد بحث قدرت تفکیک مکانی، داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار STIR^۴ محاسبه شده است [۱۸].

۳. نتایج

۱.۳. آزمون حساسیت

انجام این آزمون مطابق با استاندارد NEMA NU 2-2018 [۱۶] و مقاله تجربی [۱۳] بررسی شد. حساسیت برای پوشش‌های مختلف آلومینیومی برای آفست‌های^۵ شعاعی ۰ و ۱۰ cm به دست آمد و نمودار مربوطه رسم شد (شکل ۱). در جدول ۳ حساسیت محاسبه شده برای سیستم وقتی که چشمه و فانتوم در مرکز اسکنر و بار دیگر در فاصله شعاعی ۱۰ cm قرار گرفته است، نشان داده شده است. شکل ۲، نمایی از هندسه اسکنر PET، محورهای مختصات، فانتوم‌ها و چشمه در موقعیت شعاعی ۱۰ cm در شبیه‌سازی GATE را نشان می‌دهد.

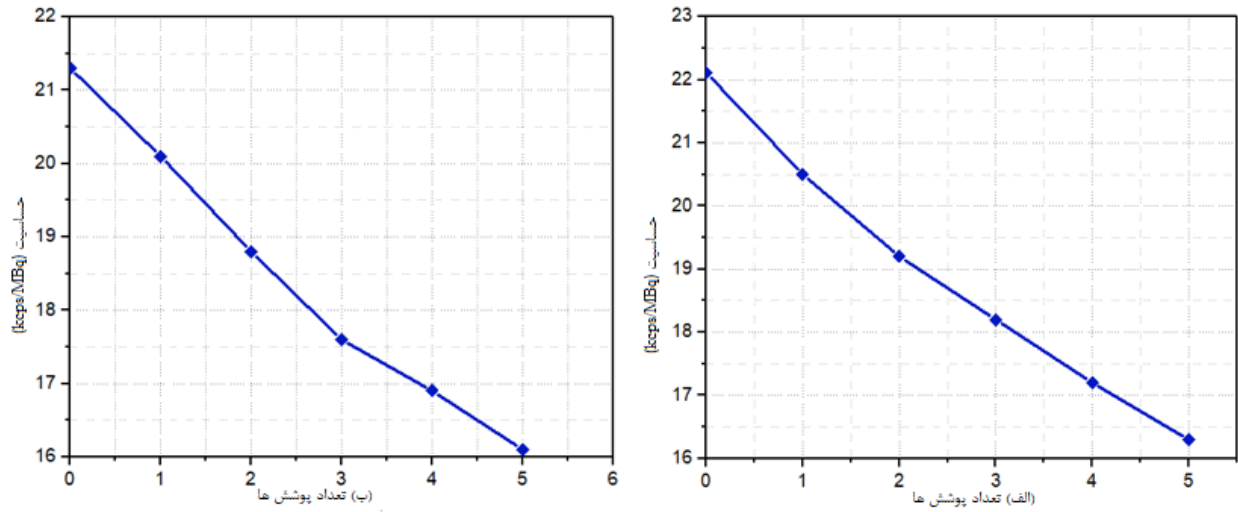
^۱ Sensitivity

^۲ Spatial resolution

^۳ The noise equivalent count rate

^۴ Software for Tomographic Imaging Reconstruction

^۵ Off set

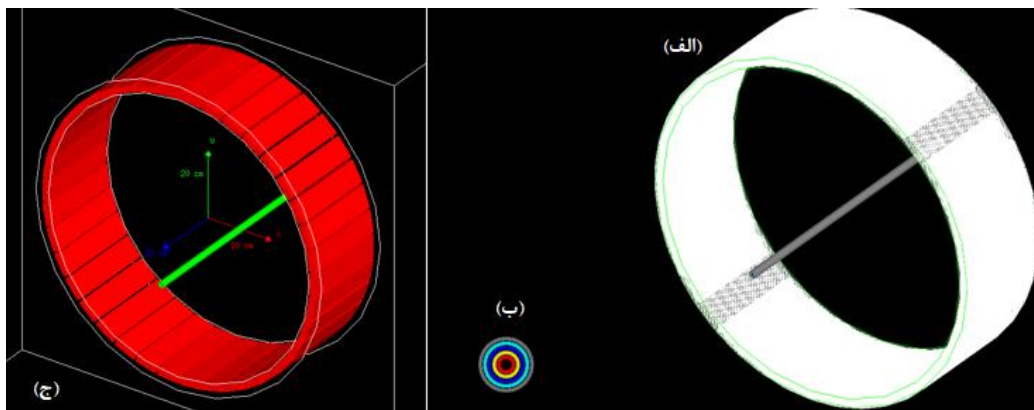


شکل ۱. حساسیت اسکتر PET برای پوشش‌های مختلف آلومینیومی. (الف) در آفت شعاعی 0 cm. (ب) در آفت شعاعی 10 cm.

جدول ۳. مقایسه حساسیت اندازه‌گیری شده با مقدار شبیه‌سازی شده با کد GATE

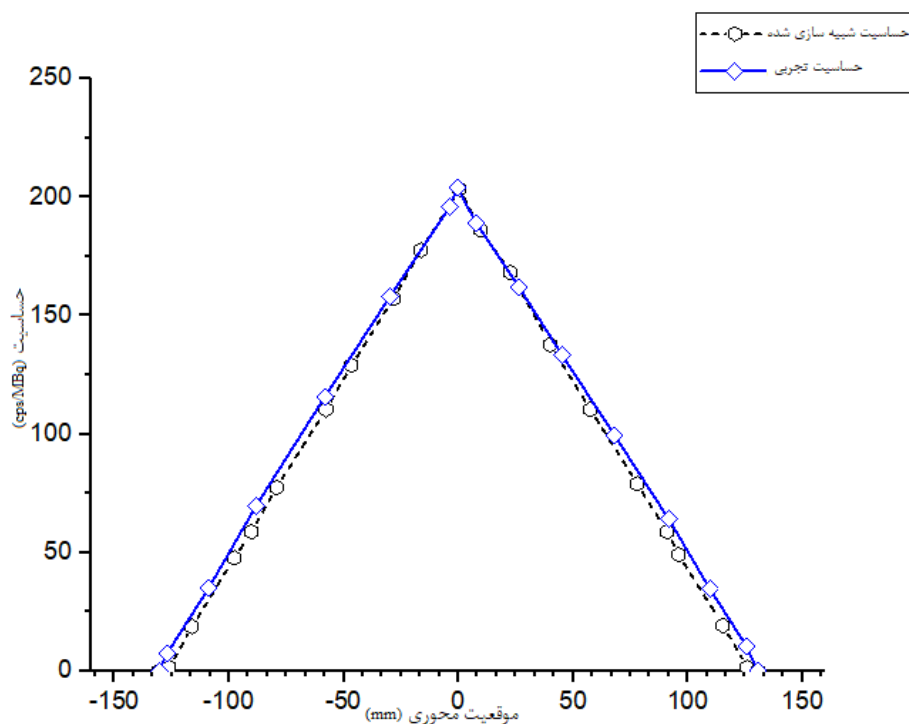
مکان فانتوم حساسیت	نتایج اندازه‌گیری شده [۱۳] (kcpa/MBq)	نتایج شبیه‌سازی شده (kcpa/MBq)	خطا بر حسب درصد
در مرکز اسکتر	16.4 ± 1.25	۱۶.۳	۰.۶٪
در فاصله ۱۰ سانتی‌متری از مرکز	16.3 ± 1.25	۱۶.۲	۰.۶٪
نسبت حساسیت در مرکز به حساسیت در فاصله ۱۰ cm	۱.۰۱	۱.۰۰	۰.۹٪

با مقایسه دو مقدار شبیه‌سازی و اندازه‌گیری شده دستگاه و با توجه به اینکه میزان خطاهای بدست آمده زیر ۱٪ است پس نتیجه می‌گیریم که مقادیر شبیه‌سازی شده در توافق خوبی با مقادیر اندازه‌گیری شده است و سیستم شبیه‌سازی شده دارای اعتبار قابل قبولی است.



شکل ۲. (الف) نمایی از اسکتر و فانتوم حساسیت شبیه‌سازی شده، (ب) نمایی عمود بر سطح فانتوم با بزرگنمایی ۵۰ برابر، (ج) نمایی از اسکتر PET به همراه چشمه، فانتوم‌ها و محورهای مختصات در آفت شعاعی ۱۰ سانتی‌متری در حجم جهانی.

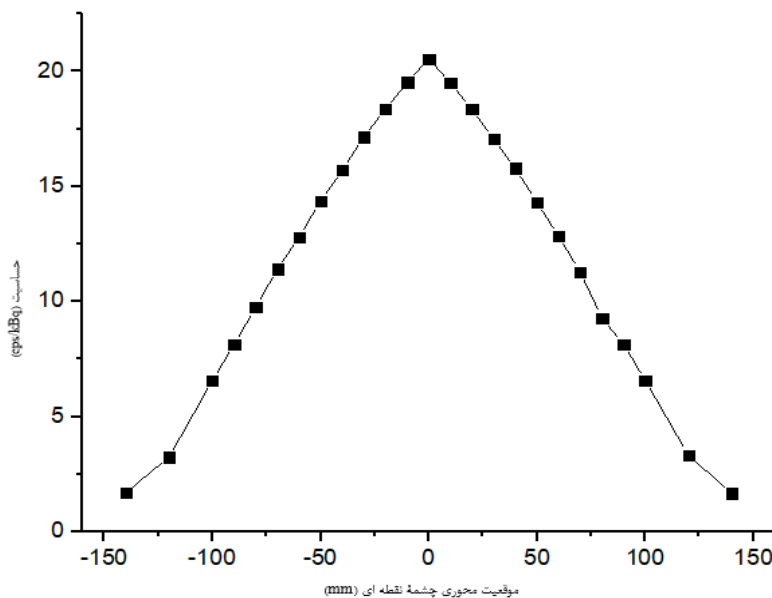
شکل ۳. نمودار حساسیت محوری اسکتر پت را نشان می‌دهد. این نمودار با قرار دادن کوچکترین پوشش آلومینیومی در اطراف چشمه خطی، طبق قوانین و استانداردهای NEMA nu2-2018 [۱۶] محاسبه و رسم شده است.



شکل ۳. نمودار حساسیت محوری در اسکنر Biograph Vision

با توجه به شکل ۳، نمودار حساسیت محوری شبیه‌سازی شده در مرکز اسکنر پت برابر با $203/4$ cps/MBq است و مقدار به دست آمده از نتایج تجربی $204/3$ cps/MBq است. مقدار خطای محاسبه شده در این قسمت برابر با $0/4\%$ است که مقدار قابل قبولی است.

برای نشان دادن حساسیت سیستم در موقعیت‌های محوری، این آزمون با قرار دادن یک چشمه نقطه‌ای نیز بررسی شد. بدین صورت که علاوه بر قرار گرفتن در مرکز اسکنر، چشمه نقطه‌ای در فواصل محوری مختلف نیز قرار داده شد و نمودار شکل ۴ به دست آمد.



شکل ۴. نمودار حساسیت برای یک چشمه نقطه‌ای.

همان گونه که انتظار می‌رود، نمودار شکل‌های ۳ و ۴ به صورت مثلثی شکل است. به این معنی که در مرکز اسکنر میزان حساسیت سیستم زیاد و هر چه از مرکز اسکنر به سمت خارج می‌رویم، حساسیت سیستم کمتر می‌شود.

۲.۳ توان تفکیک مکانی

قدرت تفکیک مکانی با استفاده از یک چشمه نقطه‌ای فلئوئر ۱۸ (^{18}F) مطابق با استانداردهای NEMA NU 2-2018 [۱۶] و مقاله تجربی دستگاه [۱۳] به دست آمده است. مقادیر پهنای کامل در نصف بیشینه (FWHM^1) برای چندین مکان از قبل تعیین شده چشمه در میدان دید گزارش شده است (جدول ۴). هدف از این اندازه‌گیری، توصیف عملکرد گسترش پهنای نقطه (PSF^2) بازسازی شده - محل تجمع مواد پرتوزا - است.

جدول ۴. FWHM در موقعیت‌های مختلف شعاعی

فاصله شعاعی از محور اسکنر (cm)	۱	۱۰	۲۰	
FWHM در جهت محور x	۳,۰۷	۳,۸۲	۵,۴۵	مقادیر شبیه‌سازی شده (mm)
FWHM در جهت محور y	۴,۱۰	۴,۱۴	۴,۱۷	
FWHM در جهت محور z	۲,۹۵	۳,۳۹	۳,۳۳	
FWHM در جهت محور x	۳,۷	۴,۶	۶,۰	مقادیر اندازه‌گیری شده [۱۳] (mm) با خطای $\pm 1,25$
FWHM در جهت محور y	۳,۷	۳,۹	۳,۶	
FWHM در جهت محور z	۳,۵	۴,۳	۴,۴	

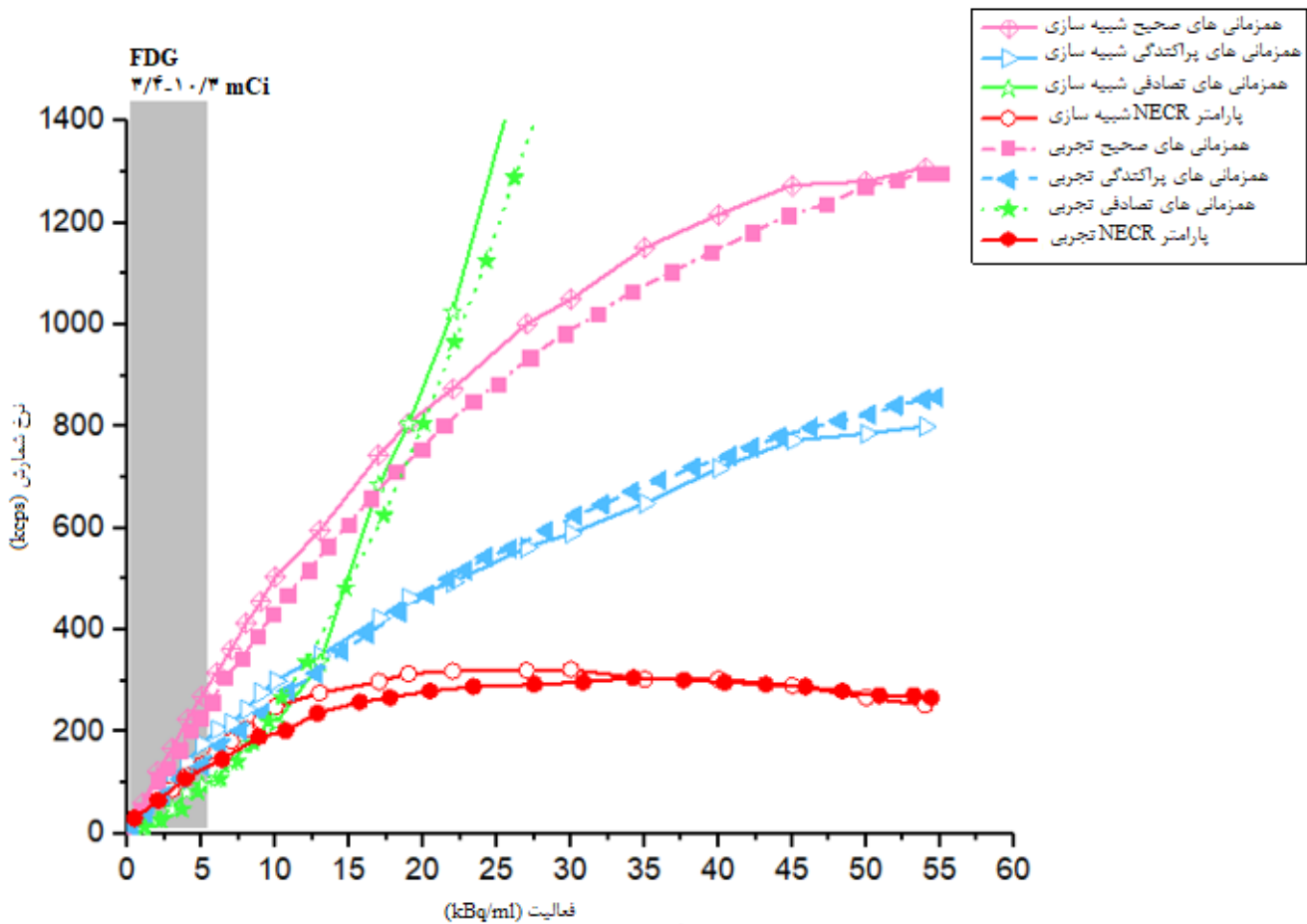
میزان خطای بین موارد شبیه‌سازی شده با مقادیر تجربی در بازه ۱٪-۲۴٪ قرار گرفته است و با استفاده از این خطا در می‌یابیم که مقادیر شبیه‌سازی با مقادیر تجربی چه میزان تفاوت دارند. برای توجیه این خطا می‌توان دلایلی را بیان نمود: (۱) قرارگیری نسبی منبع نقطه‌ای بین طرح‌های آزمایشی و شبیه‌سازی، (۲) استفاده از روش‌های مختلف برای بازسازی تصاویر به این صورت که ما در شبیه‌سازی برای بازسازی از کد STIR استفاده نمودیم ولی در عمل از روش‌های دیگری استفاده می‌شود و (۳) عدم توانایی کد STIR برای درک واقعی از هندسه دستگاه مورد نظر نیز می‌تواند از علل این تفاوت باشد.

۳.۳ آزمون کارایی نرخ شمارش

در این آزمون از فانтом آزمایش کارایی نرخ شمارش مطابق با استاندارد NEMA NU 2-2018 استفاده شد. بدین منظور در فعالیت‌های مختلف چشمه از ۰ تا 54 kBq/mL ، نرخ همزمانی‌های درست، پراکنده و تصادفی و همچنین منحنی NECR ترسیم شد. شکل ۵، نمودارهای نرخ همزمانی‌های درست، پراکنده و تصادفی را در غلظت‌های مختلف از فعالیت چشمه نشان می‌دهد. بیشینه مقدار منحنی نرخ همزمانی‌های درست 1308 kcps در غلظت اکتیویته 54 kBq/mL رخ می‌دهد. این عدد قابل مقایسه با مقادیر تجربی که بیشینه مقدار آن برای همزمانی‌های درست 1306 kcps در غلظت اکتیویته 54 kBq/mL است. در این مورد خطای محاسبه شده بین مقدار تجربی و شبیه‌سازی شده برابر با ۰/۱٪ است. همچنین در شکل ۵، نمودار منحنی NECR، بیشینه مقدار تجربی منحنی NECR، 306 kcps در غلظت 326 kBq/mL رخ داده است و قابل مقایسه با مقدار شبیه‌سازی شده با بیشینه نرخ $322/3 \text{ kcps}$ در غلظت 304 kBq/mL است.

¹ Full width at half maximum

² Point spread function



شکل ۵. مقایسه نرخ شمارش‌ها و پارامتر NECR در دستگاه پت Biograph vision. نتایج اندازه‌گیری شده در مقایسه با مقادیر شبیه‌سازی شده.

۴. نتیجه‌گیری

تایید صحت مدل‌سازی انجام شده، نشان دهنده آن است که کد GATE می‌تواند جنبه‌های مختلف عملکرد اسکنر PET را در سیستم Biograph Vision به خوبی شبیه‌سازی کند. هم‌چنین با اندازه‌گیری پارامترهای مختلف سیستم PET نشان می‌دهد که محاسبات مونت-کارلو کد GATE، ترابرد فوتون‌ها و برهم‌کنش‌های فوتونی در فانتوم و کریستال‌ها را به نحو صحیحی شبیه‌سازی می‌کند. استفاده از این مدل اعتبار یافته، نخستین گام مهم در انجام مطالعات شبیه‌سازی و بررسی پارامترهای مؤثر در کارایی اسکنر PET، با هدف بهبود عملکرد و توسعه کاربردهای بالینی آن‌ها است. مواردی که مقادیر شبیه‌سازی و مقادیر تجربی متفاوت است، به این دلیل است که تمام اطلاعات دستگاه در دسترس نبوده است و هم‌چنین در مورد پاسخ دهی الکترونیک دستگاه و زمان‌های مرده‌ای که برای شبیه‌سازی لازم بود نیز اطلاعاتی وجود نداشت و نبود این اطلاعات منجر به ایجاد اختلافاتی شده است.

۵. تشکر و قدردانی

نگارندگان از آقای مهندس فرید نجات بخش، مدیر عامل شرکت بهیار صنعت سپاهان که در انجام این تحقیق یاری نمودند، تشکر می‌نمایند.



۶. مراجع

1. A. E. Karimian, and Ch J. Thompson., *Assessment of a new scintillation crystal (LaBr3) in PET scanners using Monte Carlo method*, Nukleonika 53: 5-6, (2008).
2. P. Michael E, *PET: Physics, Instrumentation and Scanners*. (Springer, Science & Business Media, 2006).
3. S. Jan et al, *GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT*. Physics in Medicine & Biology, 49(19), 4543, (2004).
4. C. R. Schmidtlein et al, *Validation of GATE Monte Carlo simulations of the GE Advance/Discovery LS PET scanners*, Medical physics, 33(1), 198-208, (2006).
5. A. Ghabrial, D. Franklin, H. Zaidi, *A Monte Carlo simulation study of the impact of novel scintillation crystals on performance characteristics of PET scanners*, Physica Medica, 50, 37-45, (2018).
6. F. Lamare et al, *Validation of a Monte Carlo simulation of the Philips Allegro/GEMINI PET systems using GATE*, Physics in Medicine & Biology, 51(4), 943, (2006).
7. T. Pan et al, *Performance evaluation of the 5-Ring GE Discovery MI PET/CT system using the national electrical manufacturers association NU 2-2012 Standard*, Medical physics, 46(7), 3025-3033, (2019).
8. A. Chicheportiche, R. Marciano, M. Orevi, *Comparison of NEMA characterizations for Discovery MI and Discovery MI-DR TOF PET/CT systems at different sites and with other commercial PET/CT systems*, EJNMMI physics, 7(1), 4, (2020).
9. G. Reynés-Llompарт et al, *Performance characteristics of the whole-body discovery IQ PET/CT system*, Journal of Nuclear Medicine, 58(7), 1155-1161, (2017).
10. I. Rausch et al, *Performance evaluation of the Vereos PET/CT system according to the NEMA NU2-2012 standard*, Journal of Nuclear Medicine, 60(4), 561-567, (2019).
11. J. A. Kolthammer et al, *Performance evaluation of the Ingenuity TF PET/CT scanner with a focus on high count-rate conditions*, Physics in Medicine & Biology, 59(14), 3843, (2014).
12. <https://www.siemens-healthineers.com/molecular-imaging/pet-ct/biograph-horizon>.
13. J. Van Sluis et al, *Performance characteristics of the digital Biograph Vision PET/CT system*, Journal of Nuclear Medicine, 60(7), 1031-1036, (2019).
14. J. Zhang, M. Knopp, *Advances in PET*, (Springer International Publishing, Springer Nature Switzerland AG, 2020).
15. B. Kunnen et al, *Comparison of the Biograph Vision and Biograph mCT for quantitative 90 Y PET/CT imaging for radioembolisation*, EJNMMI physics, 7(1), 1-13, (2020).
16. National Electrical Manufacturers Assoc, *Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards Publication NU 2-2018*, Rosslyn, USA: National Electrical Manufacturers Association, (2018).
17. ROOT Web Page, URL <http://root.cern.ch>.
18. K. Thielemans et al, *STIR: software for tomographic image reconstruction release 2*, Physics in Medicine & Biology, 57(4), 867, (2012).