

تدوین کد شبیه‌ساز سیستم Dual-Head SPECT در مد همزمانی با استفاده از کد کامپیوتری EGS4 به منظور تصویر برداری PET

اصغر حدادی^۱ - غلامرضا رئیس‌علی^{۲*} - داریوش سرداری^۱ - مهربان پولادی^۳

۱- دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده فنی و مهندسی

۲- سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها

۳- سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی

و صنعتی

*نویسنده عهده دار مکاتبات (graisali@aeoi.org.ir)

چکیده

در این تحقیق به منظور تهیه کد شبیه‌ساز یک سیستم DHCI، سیستم Dual-Head SPECT/PET مدل DST-XL موجود در پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی مورد بررسی قرار گرفته است. جهت شبیه‌سازی سیستم مذکور از کد چند منظوره EGS4 استفاده و کد کاربر به زبان مرتن نگارش شده است. خروجی‌های کد که عبارتند از ماتریس سینوگرام و داده‌های حساسیت سیستم، طیف گاما و توزیع مکانی نابودی پوزیترون، با استفاده از نرم افزار MATLAB مورد پردازش قرار گرفته است. تصاویر چشمه‌های نقطه‌ای و خطی و همچنین منحنی حساسیت حاصل از شبیه‌سازی توافق قابل قبولی با نتایج حاصل از تصویربرداری با سیستم DST-XL داشته است. همچنین منحنی توان تفکیک فضایی حاصل از شبیه‌سازی با نتایج تجربی به دست آمده برای سیستم DHCI مدل Prism 2000XP مورد مقایسه قرار گرفته که نتایج حاکی از عملکرد قابل قبول کد شبیه‌ساز بوده است. با توجه به نتایج به دست آمده در این تحقیق، کد شبیه‌ساز امکانات گسترده‌ای را جهت شبیه‌سازی و تحلیل سیستم‌های DHCI در اختیار کاربر قرار می‌دهد.

کلیدواژه: شبیه‌سازی، PET، DHCI، Dual-Head Gamma Camera، EGS4.

۱- مقدمه

به دلیل استفاده از تکنولوژی بالا در ساخت سیستم‌های Ring PET، این روش بسیار پرهزینه است و همین امر مانع از فراگیر شدن آن شده است. لذا در سال‌های اخیر ایده استفاده از سیستم‌های SPECT جهت انجام تصویربرداری همزمانی دوفوتون نابودی مطرح شده است [۱]. در این روش، همانند سیستم Ring PET، همزمانی دوفوتون نابودی ثبت می‌شود که این امر مستلزم استفاده از دو هد مجهز به مدارات تعیین همزمانی و کریستال‌های با ضخامت بیشتر برای تصویربرداری است [۱]. چنین روشی امروزه به روش DHCI (Dual-Head Coincidence Imaging) معروف شده است [۲]. از این نوع سیستم‌ها برای مطالعات فیزیولوژی و متابولیسم با استفاده از رادیوداروی FDG استفاده می‌شود. در حال حاضر یک نمونه از این سیستم در پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی موجود است. کدهای شبیه‌سازی به روش مونت کارلو که

برای شبیه سازی سیستم های SPECT و PET مورد استفاده قرار می گیرند را می توان به دو دسته کلی تقسیم بندی کرد [۳]: (۱) کدهای چند منظوره، مانند MCNP, EGS4, GEANT و ITS. (۲) کدهای اختصاصی، مانند SIMSET, SIMIND, PETSIM و EIDOLON. هر کدام از این کدها دارای مزایا و معایبی هستند که با توجه به نوع مطالعه ی ما و همچنین مشخصات برنامه های لازم جهت شبیه سازی، کد EGS4 برای این منظور انتخاب گردید.

۲- روش کار

جهت تدوین کد شبیه ساز سیستم DHCI از کد چند منظوره EGS4 [۴] و مشخصات فنی سیستم تصویربرداری موجود در پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی استفاده شده و خروجی های برنامه بوسیله نرم افزار MATLAB 7.04 مورد پردازش قرار گرفته است. به منظور اعتبار سنجی کد تدوین شده، پاره ای از نتایج حاصل از آن با نتایج تجربی به دست آمده از سیستم مذکور مقایسه شده است.

۲-۱ سیستم Dual Head SPECT/PET موجود در پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی

سیستم مذکور، سیستم SPECT مدل DST-XL (شکل ۱) ساخت شرکت SMV فرانسه است که شامل دو هد و مجهز به مدارات تعیین همزمانی می باشد. در مد همزمانی، که به آن مد VCR نیز گفته می شود، این سیستم به یک سیستم DHCI تبدیل می گردد و تصویربرداری به روش PET را انجام می دهد.



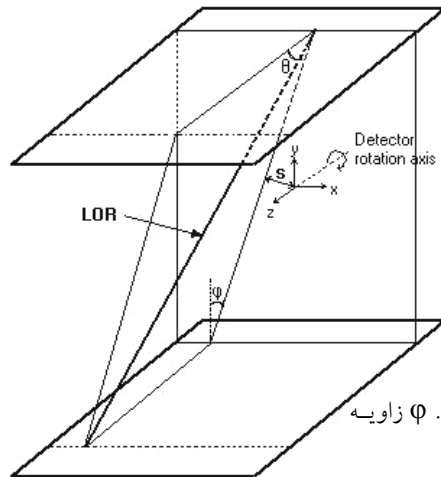
شکل ۱- سیستم DST

هر یک از هدهای این سیستم از قسمت های مختلفی تشکیل شده است: لایه محافظت کننده بدن بیمار، کولیماتور، فیلتر VCR، لایه محافظ آلومینیومی، کریستال سوسوزن، لایه پلکسی گلاس، PMT ها، مدارهای الکترونیکی، حفاظ سربی و پوشش پلاستیکی. در مد همزمانی نیازی به وجود کولیماتور مکانیکی (چنانکه در حالت SPECT استفاده می شود) نبوده و از کولیماتور الکترونیکی استفاده می شود و جهت حذف بهتر پراکندگی های بیمار و در نتیجه افزایش کیفیت تصویر، فیلتر VCR مورد استفاده قرار می گیرد. ترتیب لایه های این فیلتر از

طرف بیمار عبارتند از: پرسپکس با ضخامت ۴mm، هوا با ضخامت ۴۰mm، سرب با ضخامت ۰/۵mm، مس با ضخامت ۰/۵mm و پرسپکس با ضخامت ۳mm. لایه محافظ آلومینیومی لایه ای به ضخامت ۲mm است که بر روی کریستال هر هد قرار می گیرد و به عنوان محافظ کریستال عمل می کند. سوسوزن به کار رفته در سیستم DST-XL، از نوع NaI(Tl) و به ابعاد ۱۲/۵ mm × ۵۴۰ mm × ۴۰۰ mm می باشد [۵].

۲-۲ نحوه جمع آوری داده‌ها در سیستم Dual Head SPECT/PET در مد همزمانی

اساس جمع آوری داده‌ها در هر سیستم PET بر مبنای تشکیل ماتریس‌های سینوگرام در پروجکشن‌های



هستند در فضا مشخص می‌گردد [۶].

در سیستم DST-XL، پارامترهای تعیین کننده LOR، مطابق شکل ۲ چهار پارامتر (s, z, θ, ϕ) می‌باشند. در حالت همزمانی، موقعیت مکانی برهم کنش فوتون در کریستال، از روی یک شبکه مستطیل شکل به ابعاد 4096×4096 پیکسل نمونه برداری می‌شود [۷].

شکل ۲- پارامترهای هندسی تعیین کننده LOR در سیستم DST-XL. ϕ زاویه سمتی، θ زاویه قطبی، Z محور چرخش آشکارساز و s فاصله شعاعی تا محور

مختلف می‌باشد. هر خط پاسخ (LOR) با چهار پارامتر که دو تای آن‌ها زاویه‌ای و دو تای دیگر مکانی

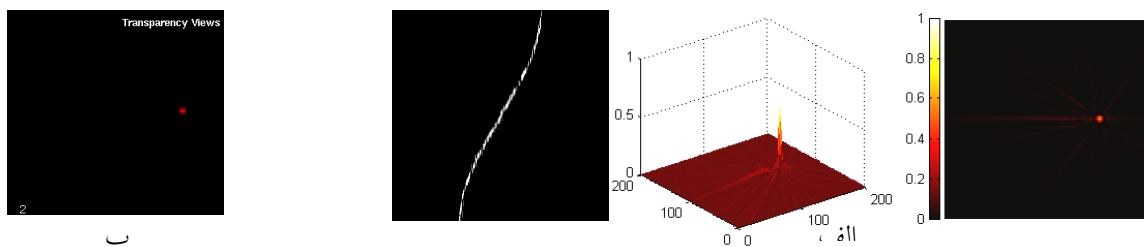
۲-۳ نحوه شبیه سازی سیستم Dual Head SPECT/PET در مد همزمانی با استفاده از کد EGS4

در طراحی هر سیستم PET، توان تفکیک فضایی و حساسیت از پارامترهای اصلی سیستم هستند. عوامل مختلفی بر روی این دو پارامتر تاثیر دارند. این پارامترها عبارتند از: جنس، ضخامت و مساحت کریستال آشکارساز، فاصله بین دو آشکارساز، برد پوزیترون، غیر همراستا بودن فوتون‌های نابودی، عمق برهم کنش، پهنا و تعداد پنجره انرژی [۸]. کد EGS4 با ترابرد الکترون، پوزیترون و فوتون در هر هندسه دلخواه و در بازه وسیعی از انرژی به روش مونت کارلو و همچنین تولید فوتون‌های نابودی و ترابرد کامل آن‌ها، امکان بررسی اثر تعداد زیادی از عوامل فوق را برای کاربر فراهم می‌آورد. برای استفاده از این کد باید یک برنامه کامپیوتری به یکی از زبان‌های فرترن یا مرترن نوشت که اصطلاحاً به آن کد کاربر گفته می‌شود [۴]. نواحی تعریف شده در شبیه سازی انجام شده برای سیستم DST-XL شامل چشمه، فانتوم، هوا، فیلتر VCR، لایه محافظ آلومینیومی و کریستال می‌باشند. در کد تدوین شده، از چشمه‌های نقطه‌ای و خطی ایده آل استفاده می‌شود و از دو نوع فانتوم به صورت کره آب یا استوانه آب برای بررسی اثر پراکندگی در شبیه سازی استفاده شده است. ابعاد فانتوم استوانه‌ای برابر ابعاد فانتوم استوانه‌ای (NEMA Triple Line Source Phantom) است و فانتوم‌های کره‌ای دارای شعاع‌های مختلف هستند. برهم کنش‌های پوزیترون در فانتوم باعث کاهش انرژی و تغییر جهت حرکت و مکان پوزیترون می‌شوند. پس از نابودی پوزیترون هر یک از فوتون‌های نابودی به طور جداگانه تا اتمام تاریخچه اش دنبال می‌شود. از طرفی بر اثر پراکندگی کامپتون انرژی و مسیر حرکت فوتون‌ها تغییر می‌کند و بدین ترتیب می‌توان اثر محیط پراکننده را شبیه سازی نمود. بعد از خروج از

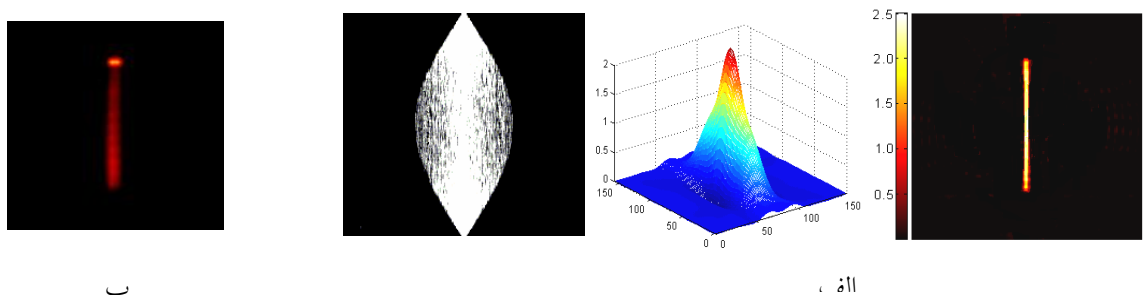
فانتوم و ترابرد فوتون‌ها در هوا، ترابرد هر فوتون در لایه‌های مختلف فیلتر VCR و همچنین لایه محافظ آلومینیومی صورت می‌گیرد تا اینکه به کریستال NaI برسند. پس از ترابرد کامل فوتون‌ها و ذرات ثانویه در کریستال، انرژی جذب شده ناشی از هر فوتون محاسبه شده و با اعمال پنجره (پنجره‌های) انرژی با پهنای معین همزمانی فوتون‌ها ثبت می‌شود. سپس با تعیین محل برهم‌کنش هر فوتون در کریستال، پارامترهای مشخص‌کننده خط پاسخ مربوطه حساب می‌شود. برای به دست آوردن ماتریس سینوگرام، عرض هر کریستال در راستای عمود بر محور چرخش سیستم به ۲۲۵ قسمت مساوی، و طول کریستال در راستای محور سیستم به ۶۴ قسمت مساوی تقسیم بندی شده است. برای به دست آوردن ماتریس‌های سینوگرام در شبیه‌سازی انجام شده، سیستم DST-XL، همانند یک سیستم PET حلقوی با ۶۴ حلقه که در حال 3D (بدون سپتا) داده‌ها را جمع‌آوری می‌کند در نظر گرفته شده است. برای انجام آزمایشات تصویربرداری از دو نوع سرنگ، ۵cc و ۱cc، که در هر کدام به اندازه تقریباً ۰/۳cc محلول $Na^{18}F$ قرار داده شده بود، به عنوان چشمه نقطه‌ای استفاده شده است. برای تهیه چشمه خطی نیز از فانتوم چشمه سه خطی NEMA استفاده شده است.

۳. نتایج

در شکل ۳-الف تصویر، منحنی سینوگرام و مش برای یک چشمه نقطه‌ای به دست آمده توسط کد شبیه‌ساز به ازای ۵ میلیون تاریخچه و در شکل ۳-ب تصویر چشمه نقطه‌ای با اکتیویته $300 \mu Ci$ به ازای ۱۸۰ ثانیه تصویربرداری با سیستم DST-XL مشاهده می‌شود. در شکل ۴-الف تصویر، منحنی سینوگرام و مش برای یک چشمه خطی به دست آمده توسط کد شبیه‌ساز به ازای ۱۰۰ میلیون تاریخچه و در شکل ۴-ب تصویر چشمه خطی با اکتیویته $300 \mu Ci$ به ازای ۱۸۰ ثانیه تصویربرداری با سیستم مذکور مشاهده می‌شود.

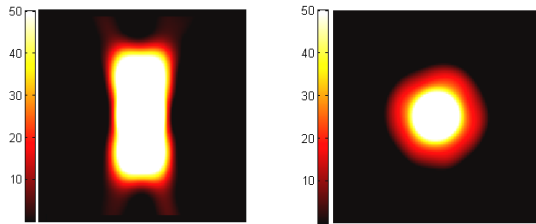


شکل ۳- نتایج حاصل از شبیه‌سازی و تصویربرداری چشمه نقطه‌ای در راستای محور سیستم و در فاصله ۱۰cm از مرکز دوران. (الف) تصویر چشمه نقطه‌ای، سینوگرام و مش حاصل از شبیه‌سازی. (ب) تصویر حاصل از تصویربرداری با سیستم DST-XL



شکل ۴- نتایج حاصل از شبیه‌سازی و تصویربرداری چشمه خطی واقع در مرکز دوران سیستم. (الف) تصویر، سینوگرام و مش حاصل از شبیه‌سازی. (ب) تصویر به دست آمده از تصویربرداری با سیستم DST-XL

با توجه به شکل‌های ۳ و ۴، مطابقت قابل قبولی بین نتایج حاصل از شبیه‌سازی و تصویربرداری وجود دارد. در شکل ۵-الف و ۵-ب تصویر و سینوگرام حاصل از شبیه‌سازی به ترتیب برای چشمه‌های کروی و استوانه‌ای مشاهده می‌شود. در شکل ۶-الف و ۶-ب منحنی تغییرات حساسیت در سه راستای X، Y و Z به ترتیب با استفاده از شبیه‌سازی و تصویربرداری مشاهده می‌شود. مطابق با شکل ۶، روند کاهش حساسیت با



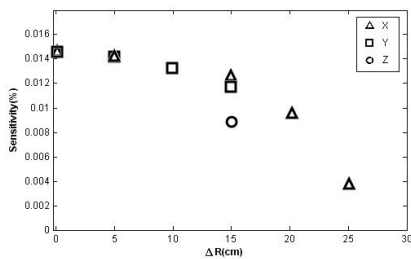
الف ، ب

شکل ۵- تصاویر حاصل از شبیه‌سازی. الف) چشمه کروی. ب) چشمه استوانه‌ای

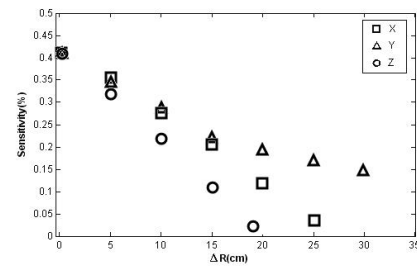
دور شدن از مرکز در هر دو حالت شبیه‌سازی و تصویربرداری کاملاً مشهود است. در شکل ۷-الف، منحنی تغییرات قدرت تفکیک فضایی در دو راستای Y و Z حاصل از شبیه‌سازی مشاهده می‌شود. در شکل ۷-ب، نحوه تغییر مؤلفه‌های X و Y قدرت تفکیک فضایی عمود بر محور، بر حسب فاصله از مرکز چرخش، در سیستم

DHCI

مدل Prism 2000XP (ساخت Picker International) نشان داده شده است [۹]. مقایسه شکل‌های ۷-الف و ۷-ب حاکی از توافق قابل قبول بین نتایج شبیه‌سازی و تجربی است.

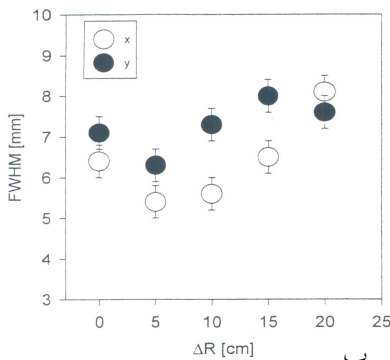


ب

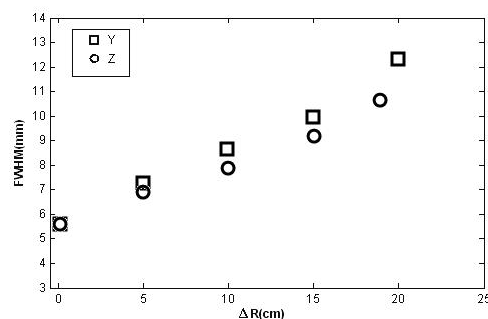


الف ،

شکل ۶- منحنی تغییرات حساسیت در سه راستای X، Y و Z الف) شبیه‌سازی ب) تصویربرداری



ب

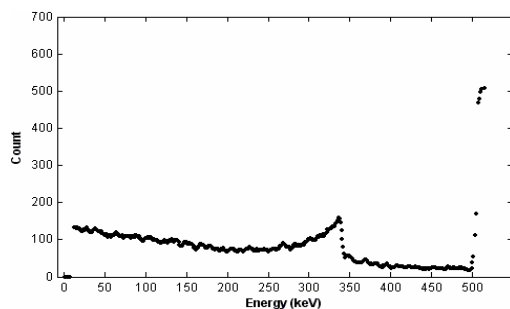


الف ،

شکل ۷- نحوه تغییر قدرت تفکیک فضایی در دو راستای Y و Z بر حسب فاصله از مرکز دوران. الف- نتایج حاصل از

شبیه‌سازی سیستم DST-XL ب- نتایج تجربی برای سیستم Prism 2000XP

نمونه‌ای از طیف گامای شبیه‌سازی شده در کریستال NaI، در حالی که محیط پراکنده وجود ندارد، در شکل ۹ دیده می‌شود. نواحی پیوستار کامپتون، لبه کامپتون و قله فوتوالکتریک به خوبی در این شکل مشهود است. تعریف مقادیر دلخواه گام دوران و تعداد step‌های دوران، امکان تعریف چشمه‌های پوزیترون‌زا با شکل‌های هندسی مختلف، امکان تعریف چشمه با استفاده از هر رادیوایزوتوپ پوزیترون‌زا، امکان تعریف انواع کریستال، امکان کار و بررسی بر روی فیلتر VCR، امکان بررسی بسیاری از عوامل تأثیر گذار بر روی دو پارامتر قدرت تفکیک فضایی و حساسیت سیستم DHCI، به دست آوردن داده‌های مربوط به وضعیت حساسیت سیستم تحت شرایط مختلف و به دست آوردن داده‌های لازم برای رسم منحنی طیف گاما می‌باشد.



شکل ۹: طیف گامای حاصل از نابودی پوزیترون، به دست آمده از شبیه‌سازی در کریستال NaI

۴. بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده، نتایج حاصل از شبیه‌سازی و تصویربرداری مطابقت قابل قبولی با هم دارند. کد تدوین شده امکانات و توانایی‌های مختلفی را در اختیار کاربر برای مطالعه سیستم‌های DHCI قرار می‌دهد. این امکانات شامل دوران همزمان‌ها با هر زاویه و جهت دلخواه و امکان

سپاسگزاری

از آقایان دکتر فرهود ضیائی، دکتر علیرضا کریمیان و مهندس مهدی اخلاقی، به خاطر مساعدت‌های ارزشمندشان صمیمانه تشکر می‌نمایم. همچنین از مساعدت‌های دانشگاه صنعتی امیرکبیر در اجرای این پروژه قدردانی می‌نمایم.



مراجع

- 1- P.H. Jarritt and P.D. Acton, "PET Imaging Using Gamma Camera Systems: A review", Nuclear Medicine Communications, Vol.17, 758-766, 1996.
- 2- R.S. Miyaoka, S.G. Kohlmyer and T.K. Lewellen, "Hot Sphere Detection Limits for a Dual Head Coincidence Imaging System", IEEE Trans.on Nucl.Sci, No.6, Vol.46, 2185-2191, 1999
- 3- I. Buvat and I. Castiglioni, "Monte Carlo simulations in SPET and PET", J.Nucl.Med, No.1, Vol.46, 48-61, 2002.
- 4- Stanford Linear Accelerator Center, SLAC-265 Report
- 5- Catalog of Sopha Medical Vision (SMV)-SPECT/PET-model.DST-XL.
- 6- Peter E.Valk, Dale L. Bailey, David W. Townsend, Michael N. Maisey, "Positron Emission Tomography: Basic Science and Clinical Practice", Springer, London, 107, 2003.
- 7- D. Brasse, C. Comtat, R. Trebossen, M. Tararine, Q.T. Nguyen, B. Bendriem, "Correction For the Random Coincidences in Dual-Head Gamma Camera Imaging", IEEE Trans.on Nucl.Sci, No.3, Vol.48, 864-871, 2001.
- 8- Simon R. Cherry, James A. Sorenson, Michael E. Phelps, "Physics in Nuclear Medicine", 3rd ed., Saunders, Pennsylvania, 328-340, 2003.
- 9- Wolf Dietrich Kunze, Manfred Baehre, Eckhart Richter, "PET with a Dual-Head Coincidence Camera: Spatial Resolution, Scatter Fraction and Sensitivity", J.Nucl.Med, No.6, Vol.41, 1067-1074, 2000