

Animal Positron Emission Tomography System of IRI-MicroPET: Evaluation of Performance and Image Quality

S.Z. Islami Rad¹, R. Gholipour Peyvandi^{2*}

¹Assistant Professor, Department of Physics, Faculty of Science, University of Qom, Qom, Iran

¹Assistant Professor, Physics Department, Physics Faculty, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

Receipt in the online submission system: 12 February 2017, accepted: 7 July 2017

Abstract

Positron emission tomography (PET) system is used in order to diagnose physiology changes in the body. Thus, the goal of the PET studies is to obtain a good quality and detailed image of organs by the PET scanner. The PET system performance and output image quality depend on the parameters including spatial resolution, scatter fraction, sensitivity, RMS contrast and SNR which the system was evaluated based on them. In this paper, system features and tomography method for the IRI-microPET system are considered, firstly. Then, image reconstruction algorithms (MLEM, SART, and FBP) were performed on sinogram and the performance and the acquired images quality were evaluated. The radial and tangential resolutions of 1.81 mm and 1.90 mm for ¹⁸F at the center of FOV were measured. The scatter fraction of 7.1% for the mouse phantom and the sensitivity of 1.74% in 4 ns timing window was measured. Finally, images quality was compared by RMS contrast and SNR factors, which MLEM algorithm has superiority in comparison with the other reconstructed algorithms. The acquired results from IRI-MicroPET system were compared with available commercial animal PET scanner which the results show the good agreement between data.

Key words: *IRI-MicroPET, Design and construction, evaluation, quality control, data comparison*

*** Corresponding author**

Address: Department of Physics, Faculty of Science, University of Qom, P.O. Box: 3716146611, Qom, Iran

Tel: +98-25-32103815

Fax: +98-25-32854499

E-mail: szislami@qom.ac.ir

دستگاه تصویربرداری گسیل پوزیترون حیوانی IRI-MicroPET: ارزیابی کارایی و کیفیت تصویر

سیده زهرا اسلامی راد^۱، رضا قلی پور پیوندی^{۲*}

^۱استادیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه قم، قم
^۲استادیار، گروه فیزیک، دانشکده صنعتی شاهرود، شاهرود

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۱۱/۲۴، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۴/۱۶

چکیده

دستگاه تصویربرداری گسیل پوزیترون برای تشخیص تغییرات فیزیولوژیک بدن استفاده می شود. بنابراین هدف اصلی در مطالعات پت، به دست آوردن تصاویر با کیفیت خوب و جزئیات فانتومی است که به وسیله پت تصویربرداری شده است. کارایی دستگاه پت و در نتیجه کیفیت تصویر خروجی، به پارامترهای قدرت تفکیک مکانی، کسر پراکندگی، حساسیت، RMS کنتراست و سیگنال به نویز بستگی دارد، که دستگاه براساس آن ارزیابی می شود. در این مقاله، ابتدا مشخصات و نحوه تصویربرداری دستگاه IRI-MicroPET بررسی شد. سپس، الگوریتم‌های بازسازی تصویر (MLEM، SART و FBP) روی سینوگرام‌های حاصل، اعمال شده و کارایی و کیفیت تصاویر به دست آمده ارزیابی شد. قدرت تفکیک مکانی شعاعی و تانژانتی برای ^{18}F در مرکز میدان دید، به ترتیب برابر با ۱/۸۱ و ۱/۹۰ mm شد. کسر پراکندگی برای فانتوم موش و پنجره انرژی ۳۰۰-۷۰۰ keV، برابر با ۷/۱٪ و حساسیت برابر با ۱/۷۴٪ در پنجره زمانی ۴ ns شد. در نهایت، کیفیت تصاویر با پارامترهای RMS کنتراست و نسبت سیگنال به نویز مقایسه شد که، الگوریتم MLEM برتر از الگوریتم‌های بازسازی دیگر بود. نتایج حاصل از سیستم IRI-MicroPET، با نتایج به دست آمده از پت‌های حیوانی تجاری موجود مقایسه شد. نتایج، نشان دهنده توافق خوبی بین داده‌ها است.

کلیدواژه‌ها: دستگاه IRI-microPET، بازسازی تصاویر، ارزیابی کیفیت تصاویر، کارایی، مقایسه داده‌ها

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه قم، قم، ایران، کد پستی: ۳۷۱۶۱۴۶۶۱۱

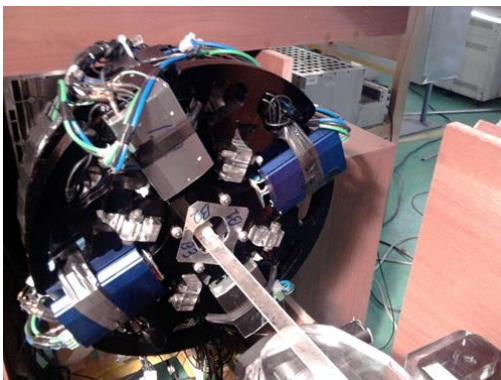
تلفن: ۳۲۱۰۲۸۱۵ (۲۵) ۰۹۸+

دورنگار: ۳۲۸۵۴۴۹۹ (۲۵) ۰۹۸+

پست الکترونیکی: szislami@qom.ac.ir

۱- مقدمه

قرار گرفته و میدان دید ۲ سانتی‌متری دارد. هر آشکارساز، شامل ماتریس 10×10 با سلول‌های LYSO^۵ در ابعاد $2 \times 2 \times 10 \text{ m}^3$ است، که به‌طور مستقیم به لامپ تکثیر کننده فوتونی حساس به موقعیت (R8900-C-012)، کوپل شده است. همچنین مدارهای بازخوانی الکترونیک هسته‌ای سریع و کند، برای تعیین انرژی و هم‌زمانی فوتون‌های حاصل از نابودی زوج، طراحی و ساخته شد و سیگنال‌های زمانی و مکانی تولیدی وارد کارت اکتساب داده‌ها (PD-MFS-2MS/s-) می‌شود (شکل ۱). یک فانتوم پرشده با ماده رادیواکتیو ^{18}F (8/14) پوزیترون‌زا، در میدان دید قرار گرفته و پس از جمع‌آوری و مشخص شدن موقعیت زمانی و مکانی داده‌های حاصل از آن، هر خط پاسخ^۶ در سینوگرام، مطابق با جهت و فاصله آن از مرکز دو بلوک، جایگذاری می‌شود. پس از مشخص شدن موقعیت خط پاسخ‌ها و پر شدن ماتریس، تصویر با استفاده سینوگرام‌های حاصل بازسازی می‌شود (شکل ۲).



شکل (۱) - چهار ماجول پت و بخشی از سیستم الکترونیک هسته‌ای متصل به آن

۲-۲ ساخت سینوگرام و بازسازی تصاویر

برای ساخت تصویر، از روش محاسبه نقطه به نقطه استفاده شده است. سیستم تصویربرداری پت با توزیع رادیویزوتوپ تابش کننده پوزیترون و سپس تولید جفت فوتون در جهت مخالف، شروع می‌شود. این جفت فوتون، پس از جدایی، به وسیله یک جفت آشکارساز و به‌طور هم‌زمان ثبت می‌شوند. آشکارسازی، براساس هم‌زمانی جفت فوتون‌ها در جفت آشکارسازها است. خط مستقیم اتصال‌دهنده مرکزهای جفت آشکارساز، خط پاسخ نامیده می‌شود. خط پاسخ مورد نظر، در صورتی می‌تواند صحیح باشد که نقطه نابودی را قطع

در تحقیقات بیوشیمی، به‌دلیل تشابه ژنتیکی انسان و موش‌ها، می‌توان مکانیزم بیماری‌ها در انسان را با مطالعه روی موش‌ها بررسی کرد. به‌دلیل ساختار بدنی کوچک موش، استفاده از دستگاه‌های پت انسانی به تصاویر با کیفیت بالای منجر نمی‌شود؛ به‌همین دلیل، پت حیوانی به‌وسیله گروه‌ها و شرکت‌ها توسعه یافته است [۵-۱]. یکی از مسائل مهم در استفاده از پت حیوانی، ابعاد کوچک اندام حیوان، به‌خصوص مغز، است؛ بنابراین هدف اصلی مطالعات پت، دستیابی به تصاویر با کیفیت خوب و جزئیات اندام‌ها است، که به عملکرد سیستم در تشکیل تصویر بستگی دارد. بررسی چندین پارامتر مهم در اسکنر، شامل قدرت تفکیک مکانی، کسر پراکندگی، حساسیت، کنتراست و سیگنال به نویز، در دستیابی به بالاترین کارایی سیستم و به دنبال آن، کیفیت مطلوب تصویر ضروری است. اسکنرهای پت حیوانی، برای تحقیقات دارویی و سرطان در سراسر جهان طراحی و ساخته شده‌اند و کارایی و کیفیت تصاویر حاصل از آن پس از ساخت، ارزیابی شده است [۳-۷]. برای دستیابی به بهترین کیفیت تصویر و اطمینان از عملکرد مناسب سیستم، اسکنر پت حیوانی IRI^۱-MicroPET برای نخستین‌بار در کشور، در سازمان انرژی اتمی - آزمایشگاه گاما اسکن، توسط گروه‌مان طراحی و ساخته شد. در این مقاله، ابتدا مشخصات دستگاه طراحی و ساخته شده و چگونگی تصویربرداری را بررسی خواهیم کرد. سپس، الگوریتم‌های^۳FBP^۴ و^۴SART برای بازسازی و پردازش تصویر را روی سینوگرام‌های حاصل از تصویربرداری اعمال کرده و تصویر را بازسازی می‌کنیم. سپس، پارامترهای قدرت تفکیک مکانی، کسر پراکندگی، حساسیت، RMS کنتراست و سیگنال به نویز را مطابق با فانتوم‌های استاندارد و کیفیت تصاویر به‌دست‌آمده از سیستم بررسی می‌کنیم [۸]. درنهایت، نتایج به‌دست‌آمده از IRI-MicroPET را با داده‌های اسکنرهای پت حیوانی تجاری، مقایسه می‌کنیم.

۲- توصیف سیستم IRI-MicroPET

۱-۲ الکترونیک هسته‌ای

دستگاه تصویربرداری گسیل پوزیترون حیوانی، ۴ آشکارساز دارد، که روی گانتری چرخشی به فاصله ۵ سانتی‌متر از مرکز

^۱Islamic Republic of Iran-Micro PET

^۲Filter Back Projection

^۳Maximum Likelihood Expectation Maximization

^۴Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique

^۵Lutetium Yttrium Orthosilicate

^۶Line of Response (LOR)

روش، به دلیل نبودن معکوس ماتریس A یا در صورت وجود معکوس، حجم محاسباتی بالا دارای نقص است [۱۰].

۲-۲-۲ روش تکرارشونده آماری MLEM

MLEM، روش بازسازی آماری است که با بیشینه‌سازی تابع احتمال، تصویر را بازسازی می‌کند. همچنین در این الگوریتم، از ماهیت پواسون داده‌ها استفاده شده است. در این الگوریتم، تصویر با استفاده از فاکتور تکثیر و به صورت نسبت بین پروجکشن‌های اصلی، به دست آمده و تخمین جدیدی از آنها ارزیابی می‌شود. از فواید این روش، قدرت تفکیک مکانی خوب، نویز پایین، کنتراست خوب و در نهایت وجود مقادیر بازسازی شده مثبت است، چون شرایط غیرمنفی روی داده‌های اصلی اعمال شده است. اما عیب آن در تعداد زیاد روش‌های تکرار برای رسیدن به نتیجه مطلوب است، که به افزایش زمان اجرای برنامه الگوریتم و در نتیجه، سرعت پایین بازسازی منجر می‌شود [۱۱].

۲-۲-۳ روش تکرارشونده جبری SART

این روش شامل روش‌های جبری و زیرمجموعه روش ART^1 است، که با حل معادلات خطی، تصویر را بازسازی می‌کند.

$$W \cdot \vec{v} = \vec{P} \quad (1)$$

در معادله (۱)، بردار ستونی است که شامل مقادیر تمام پیکسل‌ها در تصویر است. بردار ستونی \vec{P} نیز نتایج تمام پروجکشن‌ها را برای هر پرتو با زاویه مشخص ارائه می‌دهد. در معادله، W ماتریس وزنی است، که شامل وزن هر پیکسل برای تمام پرتوهای مختلف در پروجکشن است. این وزن‌ها، شاخص مهمی برای یک مقدار پیکسل در یک پرتو خاص است. ماتریس وزنی، مؤلفه بسیار مهمی در بازسازی ART است. پس از تحلیل روش بازسازی جبری، واضح است که یک پیکسل ممکن است به وسیله پرتوهای زیادی در طول یک تکرار، قطع شود. با به‌روزرسانی شبکه برای هر پرتو، تصویر بازسازی شده به صورت یک باریکه نشان داده می‌شود، اما به سطح بالای نویز در باریکه منجر می‌شود. برای حل این مشکل، به‌روزرسانی پیکسل بعد از تنها یک پرتو انجام نمی‌شود؛ بنابراین تنها در انتهای هر تکرار، مقادیر پیکسل اقتباس و مطابقت داده می‌شود. تغییر اعمالی روی مقادیر

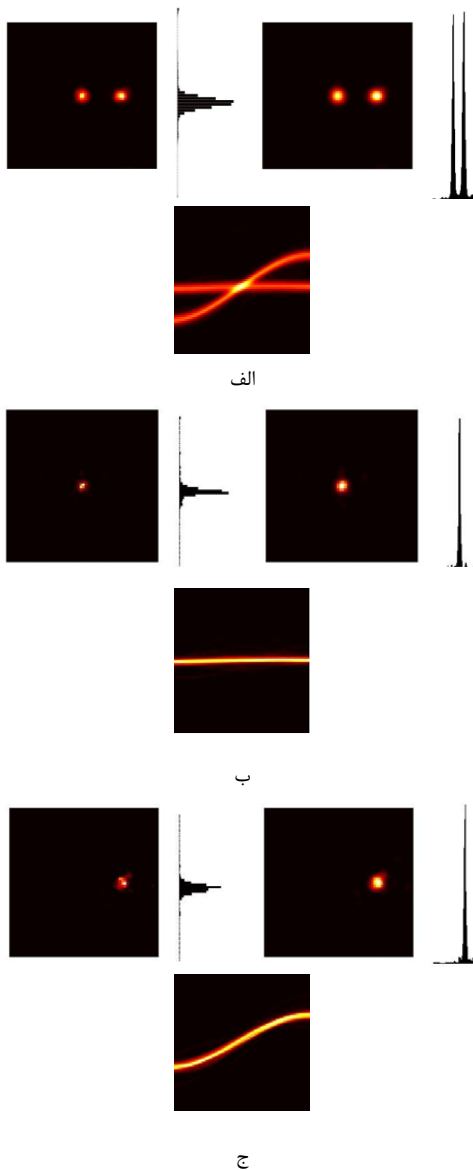
کند. تمام خط پاسخ‌ها، نقطه به نقطه رسم شده و فاصله نقطه میانی آن از مرکز دستگاه، محاسبه می‌شود. هریک از این فاصله‌ها، یک θ, r دارند، که در واقع مشخصه سطر و ستون در ماتریس سینوگرام هستند [۵]. تعداد r و θ در یک ماتریس سینوگرام، به ترتیب $(2n-1)$ تعداد سلول‌های آشکارساز و $19 \times Step$ است. r بین -0.9 تا $+0.9$ و با فاصله 0.1 میلی‌متری تغییر می‌کند. θ نیز بین 0 تا π و با فاصله‌های غیرثابت اما با آهنگ مشخص، تغییر می‌کند (شکل ۲). پس از پر کردن سینوگرام و با توجه به این که تمام این آزمایش‌ها در 72 پروجکشن انجام شده است، تعداد 1368 زاویه غیرتکراری خواهیم داشت. فاصله این زاویه‌ها نزدیک بوده و می‌توان زاویه‌های مجاور را با یکدیگر جمع کرده و تعداد آنها را کاهش داد. در حال حاضر، زاویه‌ها در چندین مرحله از 1368 به 720 و بعد از آن به 72 کاهش می‌یابد. در نهایت، تصویر با استفاده از سینوگرام‌های تولیدی بازسازی می‌شود، که روش‌های آن به دو دسته تحلیلی و تکراری تقسیم می‌شوند. مسئله بازسازی تصویر به صورت برداری با معادله $g=Af$ مطرح می‌شود؛ به طوری که بردار g سینوگرام (داده‌های حاصل از تصویربرداری)، f توزیع اکتیویته در بدن یا بردار مجهولی است که باید بازسازی شود و A ماتریس انتقال است. یکی از روش‌های بازسازی تصویر تحلیلی، عکس رادون است که الگوریتم آن برای داده‌های گسسته، بک‌پروجکشن نامیده می‌شود. روش دیگر بازسازی تصویر، روش بازسازی تکرارشونده است. مزیت عمده این روش، عدم نیاز به محاسبه معکوس ماتریس A است. در این روش از قرار دادن ماتریس A در الگوریتم‌های این معادلات، مجهول مسئله بازسازی (f) به دست می‌آید. روش‌های بازسازی تکرارشونده به دو دسته جبری و آماری تقسیم می‌شوند [۹].

۲-۲-۱ روش تحلیلی FBP

بازسازی، مهم‌ترین مرحله در تصویربرداری توموگرافیک است، که به طور مستقیم بر کیفیت تمام پردازش‌های بعدی اثر می‌گذارد؛ بنابراین اولین گام در استاندارد کردن تصویربرداری، یافتن شرایط بهینه برای بازسازی تصاویر است. تنها روش تحلیلی برای بازسازی تصاویر، استفاده از تبدیل وارون رادون است که الگوریتم آن برای داده‌های گسسته، بک‌پروجکشن نامیده می‌شود. در روش تحلیلی از روش حل مستقیم، یعنی حل معادله $f=A^{-1}g$ و بدون در نظر گرفتن اثر تضعیف و با ساده‌سازی ماتریس A ، بازسازی تصویر انجام می‌شود. در این

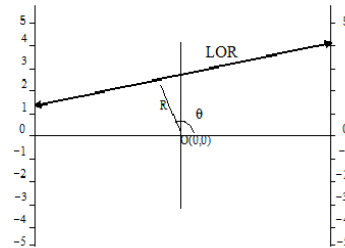
¹Algebraic Reconstruction Technique

قدرت تفکیک باید با چشمه نقطه‌ای ^{22}Na با قطر کمتر از $0/3$ میلی‌متر اندازه‌گیری شود؛ اما با توجه به امکانات موجود، شرایط ساخت چشمه‌های نقطه‌ای با این ابعاد، وجود نداشت و در نتیجه، از چشمه‌های خطی استفاده می‌کنیم. مویرگ‌های شیشه‌ای با قطر داخلی $1/15$ mm (قطر خارجی $1/55$ mm) پر شده با محلول رادیواکتیو ^{18}F با اکتیویته $2/2\text{MBq}$ به‌عنوان چشمه‌های خطی استفاده می‌شوند. اندازه‌گیری‌ها در مرکز میدان دید محوری و در فاصله‌های شعاعی 0 و 5 میلی‌متر، اندازه‌گیری می‌شود. همچنین قدرت تفکیک در نقاط عمود محوری مشابه، در $\frac{1}{4}$ میدان دید محوری ارزیابی می‌شود [۱۲، ۱۳].



شکل (۳) - تصاویر و سینوگرام حاصل از چشمه ^{18}F با قطر داخلی $1/15$ mm - الف - در مرکز و فاصله 5 mm - ب - در مرکز میدان دید ج - فاصله 5 mm در مسیر شعاعی

پیکسل، مقدار میانگین تمام تغییرات محاسبه شده برای آن سلول است. این راه حل، به اصطلاح $SIRT^1$ یا روش بازسازی تکرارشونده هم‌زمان نامیده می‌شود. این الگوریتم نیز مشکل بزرگی دارد، که زمان طولانی برای همگرایی و در نتیجه، زمان بسیار طولانی برای بازسازی تصویر است؛ به همین دلیل، $SART$ یا روش بازسازی جبری هم‌زمان (ART هم‌زمان)، توسعه یافته است. این الگوریتم، مفیدترین روش بازسازی تکرار است که تمام فواید ART و $SART$ را ترکیب می‌کند و بدون هرگونه نقص است. در مقایسه با روش ART ، تصحیح شبکه در الگوریتم $SART$ با به‌روزرسانی پرتو به پرتو انجام نمی‌شود. در این روش، پیکسل‌ها بعد از محاسبه کل تصویر پروجکشن در زاویه مشخص، به‌روزرسانی می‌شود؛ یعنی، جمله‌های تصحیح خطا به‌طور هم‌زمان برای تمام پرتوهای یک پروجکشن مشخص، اعمال می‌شود. فایده این روش، نیاز به تنها یک تکرار برای ایجاد بازسازی تصویر خوب است؛ در صورتی که در روش ART ، به‌طور معمول چندین تکرار برای بازسازی تصویر خوب نیاز است. همچنین، الگوریتم پیشنهادی بسیار سریع‌تر از روش $SIRT$ است [۱۱، ۱۲].



شکل (۲) - خط پاسخ در سینوگرام مطابق با جهت و فاصله آن از مرکز دو بلوک

۳- روش‌های ارزیابی کیفیت تصاویر و کارایی دستگاه IRI-microPET

۱-۳ قدرت تفکیک مکانی^۲

قدرت تفکیک مکانی، کمینه حد نمایش فضایی سیستم از یک جسم را ارائه می‌دهد. آن فاصله محدود، قابل تشخیص بین دو چشمه نقطه‌ای است. قدرت تفکیک، به‌صورت عرض کل در نیم‌بیشینه پروفایل بیان می‌شود و اغلب، شامل دو مؤلفه شعاعی (FWHM_r) و تانژانتی (FWHM_t) برای اندازه‌گیری از محور مرکزی اسکنر است. مطابق با استانداردهای NEMA،

¹Simultaneous Iterative Reconstruction Technique

²Spatial Resolution

۳-۴ کیفیت تصویر^۲

برای ارزیابی کیفیت تصویر، از یک ویال با قطر داخلی ۳ میلی‌متری و پر شده با چشمه^۲ گسیلنده پوزیترون ^{22}Na ، به‌عنوان فانتوم استوانه‌ای استفاده می‌شود. تصویربرداری انجام شد و سینوگرام‌های حاصل از آن، به‌وسیله الگوریتم‌های MLEM، FBP و SART بازسازی شد. کیفیت تصاویر به‌دست‌آمده با پارامترهای RMS کنتراست و نسبت سیگنال به نویز، ارزیابی شد.

۳-۴-۱ RMS کنتراست^۴

در تصاویر بازسازی شده، کنتراست، معیاری است که تنوع رنگ تصاویر و تفاوت در خواص تصویر را بیان می‌کند و به سبب آن، یک شیء در تصویر، قابل تشخیص از اشیای دیگر و محیط زمینه می‌شود. در این مقاله، از این کمیت برای بیان کیفیت تصاویر به‌دست‌آمده از تصویربرداری و مقایسه سه الگوریتم بازسازی تصاویر MLEM، FBP و SART، استفاده شده است و رابطه آن به‌صورت زیر است:

$$RMS \text{ Contrast} = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (I_{ij} - \bar{I})^2} \quad (4)$$

که شدت‌های I_{ij} ، i امین و j امین عنصر از تصویر دوبعدی M در N است. \bar{I} ، شدت میانگین تمام پیکسل‌ها در تصویر است. شدت پیکسل‌های تصویر نرمالیزه‌شده در بازه (0,1) قرار دارند. توجه به این نکته ضروری است، که آزمایشات در شرایط مشابه و قابل تکرار انجام می‌شود؛ در نتیجه نویز تصویر و آرتیفکت، اثری بر RMS کنتراست ندارد [۱۸، ۱۹]

۳-۴-۲ نسبت سیگنال به نویز^۵

سیگنال به‌صورت تفاوت بین یک جسم و پس‌زمینه آن و نویز، به‌صورت عدم قطعیت در ثبت جسم تعیین می‌شود (انحراف استاندارد). برای تصاویر فانتوم بازسازی شده، نسبت سیگنال به نویز با استفاده از رابطه (۵) محاسبه می‌شود، که T سیگنال تصویر (شدت شمارش متوسط) در ناحیه مورد توجه در مدل کروی تومور، B سیگنال تصویر در ناحیه پس‌زمینه و $\sigma(B)$ انحراف استاندارد مقادیر وکسل در ناحیه پس‌زمینه است [۲۰-۲۲].

$$SNR = (T - B) / \sigma(B) \quad (5)$$

۳-۲ کسر پراکندگی^۱

کسر پراکندگی، پارامتر دیگری است که اغلب برای مقایسه کارایی اسکنرهای پت استفاده می‌شود. دستگاه پت حیوانی، که کارایی آن بررسی می‌شود، برای حیوانات کوچکی، مانند موش، طراحی و ساخته شده است؛ بنابراین در این مطالعه از فانتوم موش برای تخمین کسر پراکندگی استفاده می‌کنیم. فانتوم موش مطابق با NEMA، استوانه‌ای پلی‌اتیلنی (چگالی $1.01 \pm 0.06 \text{ g/cm}^3$) با ابعاد طول 70 ± 0.5 میلی‌متر و قطر 25 ± 0.5 میلی‌متر است. حفره‌ای استوانه‌ای (با قطر $3/2$ میلی‌متر) موازی با محور مرکزی در فاصله شعاعی ۱۰ میلی‌متر، ایجاد شده و چشمه^۲ خطی (پر شده با ^{22}Na) درون حفره قرار می‌گیرد. فانتوم و چشمه^۲ خطی، در مرکز اسکنر به‌طور مجزا قرار گرفته و سپس، اندازه‌گیری‌ها برای پنجره‌های انرژی متفاوت انجام می‌شود [۱۰، ۱۵].

کسر پراکندگی، به‌صورت نسبت هم‌فرودی‌های پراکنده به مجموع شمارش‌های صحیح و پراکنده، بیان می‌شود.

$$T = (P - R) \times (1 - SF) \quad (2)$$

$$SF = \frac{S}{P - R} \quad (3)$$

که در آن، P تعداد کل هم‌فرودی‌های اندازه‌گیری شده، R شمارش‌های تصادفی، T شمارش‌های صحیح و S شمارش‌های پراکنده است.

۳-۳ حساسیت^۲

یک چشمه^۲ نقطه‌ای ^{22}Na (با قطر حدود ۱ mm) و اکتیویته^۲ 0.37 MBq ، به‌عنوان چشمه^۲ نقطه‌ای در مرکز میدان دید اسکنر IRI-microPET قرار می‌گیرد. اندازه‌گیری برای پنجره‌های انرژی متفاوت با سطوح انرژی پایین و بالای keV $300-700$ ، $400-700$ ، $400-600$ ، $400-600$ ، $300-700$ ، $350-700$ keV و $350-650$ keV، در پنجره^۲ زمانی هم‌فرودی ثابت ۴ns انجام شد. شمارش‌های هم‌فرودی تصادفی و آنی (کل)، اندازه‌گیری شد و شمارش‌های هم‌فرودی صحیح با کسر شمارش‌های تصادفی از شمارش‌های آنی، محاسبه شد. حساسیت، به‌صورت نسبت شمارش‌های هم‌فرودی صحیح به مقدار اکتیویته^۲ چشمه، تعریف می‌شود [۱۶، ۱۷].

^۱Image Quality

^۲Root Mean Square Contrast

^۳Signal-to-Noise ratio

^۱Scatter Fraction

^۲Sensitivity

۴- نتایج

۴-۱ قدرت تفکیک مکانی

مطابق با اندازه‌گیری‌های NEMA برای چشمه ^{18}F با قطر داخلی $15/1\text{ mm}$ ، قدرت تفکیک مکانی شعاعی (FWHM_r) و تانژانتی (FWHM_t) در مرکز میدان دید، در مسیر شعاعی و در $\frac{1}{4}$ از فاصله محوری (Z) محاسبه شد و نتایج در جدول‌های ۱ و ۲ ارائه شده است. سینوگرام و تصاویر بازسازی‌شده با الگوریتم MLEM، در شکل (۳) نشان داده شده است.

براساس نتایج به‌دست‌آمده، با افزایش فاصله از مرکز میدان دید، پهن‌شدگی بیشتر و FWHM افزایش یافته و قدرت تفکیک مکانی بدتر می‌شود (شکل ۳).

جدول (۱) - مقادیر قدرت تفکیک مکانی برای چشمه ^{18}F با قطر داخلی $15/1\text{ mm}$

	FWHM_t	FWHM_r	
	۹۰/۱	۸۱/۱	مرکز میدان دید
	۰۶/۲	۹۶/۱	فاصله شعاعی (۵ mm)

جدول (۲) - مقادیر قدرت تفکیک مکانی برای چشمه ^{18}F با قطر داخلی $15/1\text{ mm}$ در $\frac{1}{4}$ میدان دید در مسیر Z

	FWHM_t	FWHM_r	
	۸۸/۱	۹۲/۱	$\frac{1}{4}$ میدان دید
	۹۸/۱	۰۳/۲	فاصله شعاعی (۵mm)

۴-۲ کسر پراکندگی

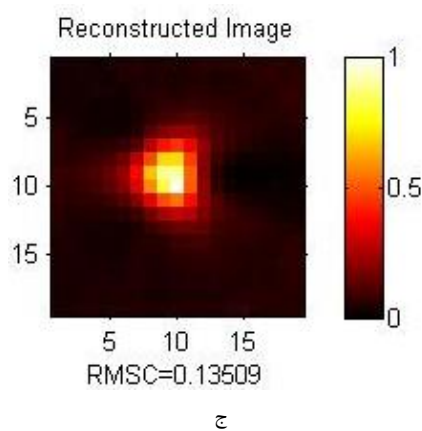
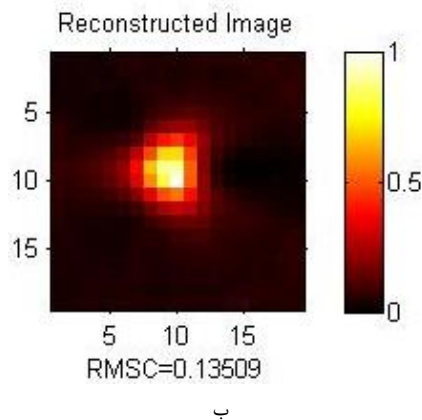
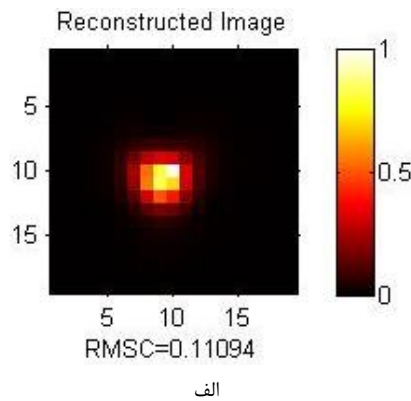
نتایج کسر پراکندگی، به‌صورت تابعی از پنجره انرژی برای چشمه خطی ^{22}Na (۳ mm در قطر) و فانتوم موش، در جدول (۳) ارائه شده است. براساس نتایج به‌دست‌آمده، کسر پراکندگی با افزایش حجم فانتوم و چگالی و کاهش پنجره انرژی، بیشتر می‌شود.

جدول (۳) - کسر پراکندگی برای فانتوم موش

پنجره انرژی (keV)	کسر پراکندگی (%)
۲۵۰-۷۵۰	۵/۸
۳۰۰-۷۰۰	۱/۷
۴۰۰-۷۰۰	۲/۵
۴۰۰-۶۰۰	۷۵/۳

۴-۳ حساسیت

جدول (۴)، حساسیت واقعی در مرکز میدان دید برای پنجره‌های انرژی متفاوت همراه با پنجره زمانی 4 ns را نشان می‌دهد. مطابق با نتایج، حساسیت به‌شدت به آستانه سطح انرژی پایین بستگی دارد؛ اما تابعی ضعیف از آستانه انرژی بالا است. سیستم JRI-MicroPET، حساسیتی به‌ترتیب در حدود $1/74\%$ و $1/55\%$ برای پنجره‌های انرژی $300-700\text{ keV}$ و $350-650\text{ keV}$ دارد.



شکل (۴) - تصاویر دوبعدی و مقادیر RMS کنتراست برای فانتوم ۳ میلی‌متری با روش بازسازی الف) MLEM (ب)

FBP (ج) SART

کیفی اندازه‌گیری شده در IRI-MicroPET و پت‌های حیوانی Focus 120 و Inveon، ارائه کرده است [۷، ۱۶]. قدرت تفکیک مکانی گزارش شده در اسکنر ما، قابل مقایسه با پت‌های تجاری موجود است؛ برای مثال، قدرت تفکیک‌های شعاعی و تانژانتی اسکنرهای Inveon و Focus 120، بهتر از IRI-MicroPET است. توجه به این نکته بسیار مهم است، که ما از چشمه مویرگی ^{18}F به‌عنوان جایگزین چشمه نقطه‌ای برای این اندازه‌گیری استفاده کردیم، که مورد سفارش NEMA بود؛ در حالی که در مطالعات پت‌های حیوانی تجاری موجود، از چشمه‌های نقطه‌ای ^{22}Na با قطر متفاوت mm ۲۵/۰ و mm ۵/۰ استفاده شده است. همچنین با توجه به امکانات و دسترسی‌های موجود، هیچ‌گونه تصحیحی برای اندازه و شکل چشمه انجام ندادیم؛ بنابراین اسکنر ما، قادر به داشتن قدرت تفکیک مکانی بهتر با قطر چشمه کوچکتر است. مقادیر حساسیت در IRI-MicroPET برای پنجره‌های انرژی keV ۳۵۰-۶۵۰ و keV ۳۰۰-۷۰۰ و پنجره هم‌فرودی ۴ ns، به‌ترتیب برابر با ۵۵/۱٪ و ۷۴/۱٪ شد. این مقادیر، کمتر از گزارشات سیستم Focus 120 و Inveon است. لازم به یادآوری است که IRI-MicroPET، یک اسکنر چهار ماژوله است، که این ویژگی به کاهش حساسیت منجر می‌شود. براساس مقایسه مستقیم با موارد گزارش شده در مطالعه، کسر پراکندگی اندازه‌گیری شده با فانتوم موش برای IRI-MicroPET، کمتر از Focus 120 است؛ در حالی که مقدار اندکی بزرگ‌تر از Inveon است.

جدول (۷) - مقایسه پارامترهای کنترل کیفی IRI-

MicroPET و سیستم‌های Inveon و Focus 120

Focus 120	Inveon	IRI-MicroPET	پارامتر
مرکز میدان	مرکز میدان	مرکز میدان	قدرت تفکیک مکانی (mm)
۱۸/۱	۴۶/۱	۸۱/۱	شعاعی
۱۳/۱	۴۹/۱	۹۰/۱	تانژانتی
۲۵۰-۷۵۰ keV	۲۵۰-۷۵۰ keV	۲۵۰-۷۵۰ keV	کسر پراکندگی (%)
۹/۱۵	۱/۸	۵/۸	
۳۵۰-۶۵۰ keV	۳۵۰-۶۵۰ keV	۳۵۰-۶۵۰ keV	حساسیت (%)
۶ ns	۴/۳ ns	۴ ns	
۳/۸	۶/۰۷	۱/۵۵	

جدول (۴) - حساسیت (%) در مرکز میدان دید سیستم IRI-MicroPET برای پنجره‌های انرژی متفاوت با پنجره زمانی

۴ ns			
آستانه انرژی بالا (keV)			
آستانه انرژی پایین (keV)	۶۰۰	۶۵۰-۶۵۰	۷۰۰-۷۰۰
۳۰۰	۶۱/۱	۱/۷۰	۷۴/۱
۳۵۰	۵۱/۱	۵۵/۱	۵۸/۱
۴۰۰	۲۴/۱	۱/۲۹	۳۵/۱

۴-۴ کیفیت تصویر

شکل (۴)، تصاویر بازسازی شده با الگوریتم‌های FBP، MLEM و SART را نشان می‌دهد. کیفیت تصاویر با پارامترهای RMS کنتراست و نسبت سیگنال به نویز، ارزیابی شد که نتایج آن در جدول (۵) و (۶) آمده است. تصاویر بازسازی شده با الگوریتم MLEM، مقدار RMS کنتراست و نسبت سیگنال به نویز بهتری دارد.

جدول (۵) - مقایسه RMS کنتراست تصاویر به دست آمده از الگوریتم‌های MLEM و SART و FBP برای ۵ رینگ.

شماره رینگ	۱	۲	۳	۴	۵
الگوریتم MLEM	۰۹/۰	۱۰۸۸/۰	۱۱۱۴/۰	۱۱۴۲/۰	۱۱۰۹/۰
الگوریتم SART	۱۲۸۸/۰	۱۳۲۸/۰	۱۳۶۰۸/۰	۱۳۹۲/۰	۱۳۵۰۹/۰
الگوریتم FBP	۱۴۵۱۵/۰	۱۴۸۱۷/۰	۱۴۸۱۰/۰	۱۴۹۱۵/۰	۱۴۸۱۵/۰

جدول (۶) - مقادیر نسبت سیگنال به نویز تصاویر بازسازی

شده با الگوریتم FBP، MLEM و SART

SART	MLEM	FBP
۶۴/۶	۲۱/۷	۵۳/۵

۵- بحث

کارایی و کیفیت تصاویر به دست آمده از اسکنر IRI-MicroPET، ارزیابی شد. این ارزیابی براساس فانتوم‌های استاندارد NEMA (NEMA NU-4-2008) انجام شد، تا مقایسه بین اسکنرهای پت حیوانی آسان شود؛ اما این مقایسه به دلیل تفاوت‌هایی در هندسه چشمه و روش‌ها، به‌طور کامل دقیق نیست. جدول (۷)، مقایسه‌ای بین پارامترهای کنترل

۶- نتیجه گیری

در این تحقیق، داده‌های خام به دست آمده از دستگاه تصویربرداری گسیل پوزیترون حیوانی با نام IRI-MicroPET، برای اولین بار با استفاده از الگوریتم‌ها، بازسازی شد و کارایی دستگاه با پارامترهای قدرت تفکیک مکانی، کسر پراکندگی، حساسیت، RMS کنتراست و سیگنال به نویز ارزیابی شد. همچنین الگوریتم‌های بازسازی تصویر، بررسی شدند و نتایج حاکی از برتری الگوریتم MLEM نسبت به الگوریتم‌های بازسازی SART و FBP است. مقایسه الگوریتم‌ها و ارزیابی هم‌زمان قدرت تفکیک مکانی، RMS کنتراست و سیگنال به نویز، فقط در این تحقیق بررسی شده است؛ بنابراین نتایج به دست آمده می‌تواند برای تمام دستگاه‌های تصویربرداری پزشکی، مانند پت و اسپکت، بسیار مفید باشد.

۷- مراجع

- microPET preclinical scanner," Nucl. Instrum. Meth A., vol. 781, pp. 6-13, 2015.
- [9] Hebert, R. Leahy et al., "Fast MLE for SPECT using an intermediate Polar Representation and a Stopping Criterion," IEEE Trans. Nucl. Sci. vol. 35, pp. 615-19, 1988.
- [10] Vandenberghe, Y. D, Asseler et al, "Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine," Comput. Med. Imaging. Graph., vol. 25, pp. 105-111, 2001.
- [11] Motta, C. Damiani et al, "Use of a fast EM algorithm for 3D image reconstruction with the YAP-PET tomograph," Comput. Med. Imaging. Graph., vol. 26, pp. 293-302, 2002.
- [12] Ming and W. Ge, "Convergence of the simultaneous algebraic reconstruction technique (sart)," IEEE Trans. Imag. Process., vol. 12, pp. 957 - 961, 2003.
- [13] A. Del Guerra, "YAP-PET: first results of a small animal positron emission tomograph based on YAP:Ce fiber crystals." IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 45, pp. 3105-3108, 1998.
- [14] E. Lage, et al, "Design and performance evaluation of a coplanar multimodality scanner for rodent imaging," Phys. Med. Biol., vol. 54, pp. 5427-5441, 2009.
- [15] C. C. Wu, et al, "Evaluation of Scatter Fraction and Noise Equivalent Count Rate Performance of the microPET F-220 Scanner Integrated with the Micro Insert Device," Phys Med. Biol., vol. 30, pp. 261-266, 2010.
- [16] C. C. Constantinescu, J. Mukherjee, "Performance evaluation of an Inveon PET preclinical scanner," Phys. Med. Biol., vol. 54, pp. 2885-2899, 2009.
- [17] Y. Yang, et al, "Optimization and performance evaluation of the microPET II scanner for in vivo small-animal imaging," Phys. Med. Biol., vol. 49, pp. 2527-2545, 2004.
- [18] E. Peli, "Contrast in complex images," J. Opt. Soc. Amer., vol. 7, pp. 2032-2040, 1990.
- [19] G.T. Herman, "Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections," Springer, 2009.
- [20] C. Riddell, R. E. Carson, J.A. Carrasquillo, S. K. Libutti, D. N. Danforth, M. Whatley, S. L. Bacharach, "Noise reduction in oncology FDG PET images by iterative reconstruction: A quantitative assessment," J. Nucl. Med., vol. 42, pp. 1316-1321
- [21] M. A. Lodge, A. Rahmim, R. Lwahl, "Simultaneous measurement of noise and spatial resolution in PET phantom images," Phys. Med. Biol., vol. 55, pp. 1069-1081, 2010.
- [22] S. Tong, A. M. Alessio, P.E. Kinahan, "Noise and signal properties in PSF-based fully 3D PET image reconstructed: an experimental evaluation," Phys. Med. Biol., vol. 55, pp. 1453-1473, 2010.
- [1] C. Merheb, Y. Petegniel, J. N. Talbot, "Full modeling of the MOSAIC animal PET system based on the GATE Monte Carlo simulation code," Phys. Med. Biol., vol. 52, pp. 563-576, 2014.
- [2] C. Merheb, S. Nicol, Y. Petegnief, J. N. Talbot, I. Buvat, "Assessment of the Mosaic animal PET system response using list-mode data for validation of Gate Monte Carlo modeling," Nucl. Inst. Meth. A., vol. 569, pp. 220-224, 2006.
- [3] 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., vol. 51, pp. 2713-2717, 2004.
- [4] S. Lancelot, L. Zimmer "Small- animal positron emission tomography as a tool for neuropharmacology," Trends. Pharmacol. Sci., vol. 31, pp. 411-418, 2010.
- [5] M. Larobina, A. runetti, M, "Small Animal PET: A Review of Commercially Available Imaging Systems," Current. Med. Imag. Rev., vol. 2, pp. 187-192, 2006.
- [6] F. Lamare, A. Turzo, Y. Bizais, C. C. Le Rest, D. Visvikis, "Validation of a Monte Carlo simulation of the Philips Allegro/GEMINI PET systems using Gate," Phys. Med. Biol., vol. 51, pp. 943-962, 2006.
- [7] J. S Kim, J. S. Lee, M. J. Park et al, "Comparative Evaluation of Three MicroPET Series Systems Using Monte Carlo Simulation: Sensitivity and Scatter Fraction," IEEE Nucl. Sci. Sym. Conf. Rec. Vol. M26-364, pp. 4534-4535, 2007.
- [8] S. Z. Islami rad, R. Gholipour Peyvandi, M. Askari lehdarbonei, A. A. Ghafari, "Design and performance evaluation of a high resolution IRI-