



## بررسی تأثیر چند روش بازسازی تصویر بر توان تفکیک فضایی یک سیستم تصویربرداری PET بالینی با استفاده از شبیه ساز GATE

صدرممتاز، علیرضا<sup>(۱)</sup> - محمدی قلعه بین، مازیار\*<sup>(۱)</sup>

<sup>۱</sup> دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک.

### چکیده:

تصویربرداری توموگرافی گسیل پوزیترون (PET) به دلیل فراهم کردن اطلاعات عملکردی از ارگان های بدن کاربرد بخصوصی در پزشکی هسته‌ای دارد. استفاده از روش های بازسازی تصویر مناسب برای بهبود کیفیت تصاویر به دست آمده یکی از عوامل مهم می باشد. در این مطالعه با استفاده از شبیه ساز GATE یک سیستم PET مدور متشکل از بلورهای سوسونز GSO شبیه سازی شد. با استفاده از روش های بازسازی تصویر FORE+FBP2D، FBP2D، FBP3D و FORE+OSEM در نرم افزار STIR، توان تفکیک فضایی برای سیستم در دو راستا با توجه به استاندارد NEMA محاسبه و ارزیابی شدند. نتایج نشان دهنده برتری روش FORE+OSEM می باشد.

کلمات کلیدی: بازسازی تصویر، توان تفکیک فضایی، PET، GATE.

## Investigation on the Effect of Several Image Reconstruction Methods on Spatial Resolution of a Clinical PET Imaging System Using GATE Simulation

Sadremomtaz, Alireza<sup>1</sup>; Mohammadi Ghalebin, Maziyar\*<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University of Guilan, Faculty of Science, Department of Physics.

### Abstract:

Positron emission tomography (PET) imaging has a special application in nuclear medicine because of providing functional information of body organs. Using the proper image reconstruction methods to improve the quality of obtained images is one of the most important factors. In this study a circular PET system consisting of crystals of GSO scintillator was simulated by using the GATE Monte Carlo code. Spatial resolution of the system was calculated and evaluated using the image reconstruction methods including FORE+FBP2D, FBP2D, FBP3D and FORE+ OSEM in STIR software, according to the NEMA standard. The results show the superiority of the FORE+OSEM method.

Keywords: Image reconstruction, Spatial resolution, PET, GATE.



## مقدمه:

امروزه دستگاه‌های تصویربرداری هسته‌ای در اندازه‌گیری فعالیت ارگان‌های بدن و تشخیص و ارزیابی انواع بیماری‌ها به‌خصوص تومورهای سرطانی، نقش مهمی ایفا می‌کنند که در میان آنها تصویربرداری توموگرافی گسیل پوزیترون<sup>۱</sup> (PET) به دلیل فراهم کردن اطلاعات عملکردی از ارگان‌های بدن، پیشرفت چشمگیری داشته است [۱]. به همین منظور بهبود کیفیت تصاویر بدست آمده همواره مد نظر محققان بوده که یکی از این عوامل انتخاب روش بازسازی تصویر مناسب می‌باشد [۲].

هدف از بازسازی تصویر، ایجاد تصاویری از برش مقطعی جسم مورد تصویربرداری به وسیله فوتون‌های آشکار شده با استفاده از الگوریتم‌های ریاضی توموگرافی کامپیوتری است که امکان توصیف کمی صحیحی از توزیع رادیوداروهای تابش‌کننده پوزیترون در جسم را فراهم می‌آورد. بدین ترتیب می‌توان درون بدن و نحوه توزیع رادیودارو در بدن را به روشی کاملاً غیر تهاجمی مشاهده کرد. از آنجا که داده‌های خام PET تنها مشخص‌کننده مکان اتم تابش‌کننده در امتداد خطی است که از جسم عبور می‌کند، نیاز به بازسازی تصویر وجود دارد. همچنین در بازسازی تصاویر توموگرافی بایستی داده‌های نمونه برداری شده از جسم کافی باشد. به همین دلیل، هندسه آشکارسازهای پویشگر PET معمولاً به شکل حلقه هستند که کاملاً جسم مورد تصویربرداری را احاطه کرده است. دو روش اصلی در بازسازی تصویر وجود دارد. یک راه ماهیتی تحلیلی دارد و از ریاضیات توموگرافی کامپیوتری استفاده می‌کند که اندازه‌گیری‌های انتگرال خطی<sup>۲</sup> را به توزیع اکتیویته در جسم مرتبط می‌کند. در این روش الگوریتم‌های مختلفی همچون بازسازی به روش نگاره برگشتی فیلتر شده یا تبدیل فوریه وجود دارد. راه دوم استفاده از روش‌های تکرارشونده<sup>۳</sup> است که فرآیند جمع‌آوری داده در پویشگر PET را مدل می‌کند و به کمک یک سری تکرارهای متوالی، سازگارترین تصویر را با داده‌های اندازه‌گیری شده را می‌یابد [۳ و ۴].

ارزیابی کارایی سیستم‌های PET با تعیین پارامترهایی همچون توان تفکیک فضایی بازسازی شده، حساسیت، کسر پراکندگی، نرخ شمارش معادل نویز و... انجام می‌شود [۲]. تحقیقات زیادی در زمینه ارزیابی کارایی سیستم‌های PET، از جمله محاسبه توان تفکیک فضایی بازسازی شده، برای بهبود کیفیت تصاویر به دست آمده، انجام شده است [۵ و ۷]. در این تحقیق با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو (GEANT4 application for tomographic emission) GATE [۶]

<sup>۱</sup>Positron Emission Tomography

<sup>۲</sup>Linear Integral

<sup>۳</sup>Iterative



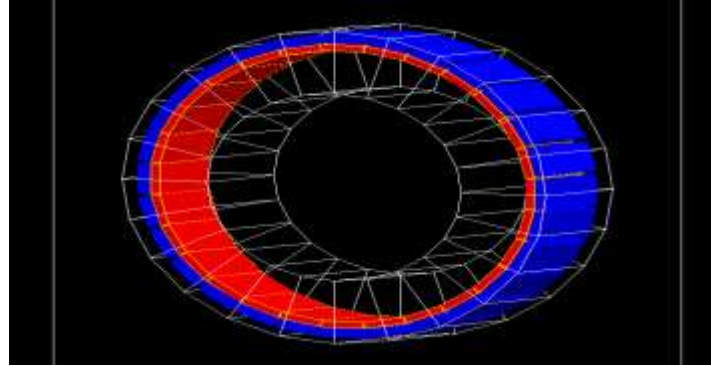
یک سیستم تصویربرداری PET بالینی شبیه‌سازی شد و با استفاده از روش‌های بازسازی تصویر تحلیلی و تکرار شونده، توان تفکیک فضایی سیستم در دو راستا، و با توجه به استانداردهای NEMA<sup>۴</sup> محاسبه و ارزیابی شدند تا روش‌های بازسازی تصویر مناسب مشخص شوند.

### روش کار:

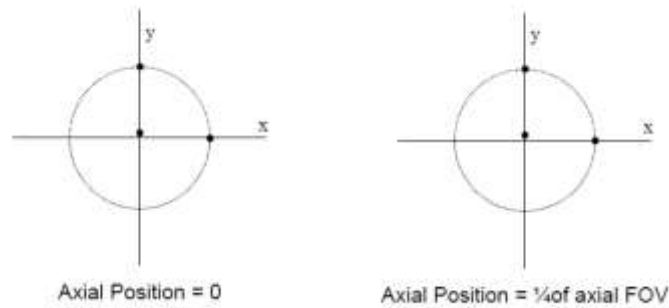
با استفاده از شبیه‌ساز GATE یک سیستم تصویربرداری PET بالینی (Phillips Allegro PET scanner) با مشخصات زیر شبیه‌سازی شد [۷]: سیستم شامل یک حلقه بلوک آشکار ساز که حلقه شامل ۲۸ بلوک با قطر داخلی ۸۶/۴ سانتی‌متر می‌باشد. هر بلوک از کریستال‌های سوسوزن GSO در آرایه ۲۲ در ۲۹ تشکیل شده است (۲۳۸ کریستال در هر بلوک). هر عنصر کریستال یک مساحت سطحی ۴×۶ میلی‌متر مربع با ۲۰ میلی‌متر ضخامت دارا می‌باشد. یک حلقه سربی با ضخامت ۲/۸۶ سانتی‌متر دور حلقه آشکار ساز قرار گرفته تا فعالیت خارج از میدان دید پوششگر را به حداقل برساند (شکل شماره (۱)). شبیه‌سازی با پنجره همزمانی ۷/۵ نانو ثانیه و پنجره انرژی ۴۱۰-۶۶۵ کیلو الکترون ولت انجام شد. توان تفکیک فضایی یک سیستم نشان‌دهنده توانایی تمایز دو نقطه از هم بعد از بازسازی تصویر می‌باشد که به صورت اندازه‌گیری عرض تابع گسترش نقطه بازسازی شده از چشمه رادیواکتیو که به وسیله اندازه‌گیری تمام پهنا در نصف ارتفاع بیشینه (FWHM) تابع گسترش نقطه انجام می‌شود، گزارش می‌شود. برای به دست آوردن توان تفکیک فضایی از یک چشمه نقطه‌ای با قطر ۱ میلی‌متر و فعالیت ۱ مگا بکرل که با یک لایه نازک از جنس Glass پوشیده شده استفاده شد. طبق استانداردهای NEMA NU-2001 [۸] با قرار دادن چشمه در شش موقعیت مختلف با توجه به شکل شماره (۲)، FWHM گزارش می‌شود. در این تحقیق با قرار دادن چشمه در چهار موقعیت ذکر شده در بالا (۱): Y=1cm, axial=0, (۲): Y=1cm, axial=1/4, (۳): Y=10cm, axial=0 و (۴): X=10cm, axial=0 توان تفکیک فضایی در دو راستای شعاعی و مماسی اندازه‌گیری شدند.

برای بازسازی تصویر با استفاده از نرم افزار STIR [۹]، از روش‌های بازسازی تصویر تحلیلی FORE+FBP2D, FBP2D و FBP3D و روش تکرار شونده FORE+OSEM برای چهار موقعیت فوق استفاده شدند. بازسازی با الگوریتم OSEM در دو حالت تسریع شده با ۸ تکرار (استفاده از ۱۶ زیرمجموعه) و ۳۲ تکرار (استفاده از ۱۶ زیرمجموعه) انجام شد.

<sup>۴</sup>National Electrical Manufacturers Association



شکل (۱). تصویر سیستم شبیه‌سازی شده با GATE.



شکل (۲). موقعیت‌های قرار گرفتن چشمه با توجه به استاندارد NEMA [۸].

## نتایج:

برای ارزیابی صحت عملکرد سیستم، نتایج با مطالعه انجام شده قبلی مقایسه شد. در مطالعه قبلی توان تفکیک فضایی با محاسبه FWHM در دو راستای شعاعی و مماسی با استفاده از روش بازسازی FORE+FBP2D، گزارش شده بود. مقایسه نتایج مطالعه قبلی با نتایج این تحقیق در جدول (۱) قابل مشاهده می‌باشد.



جدول (۱). مقایسه نتایج توان تفکیک فضایی مطالعه قبلی و نتایج این شبیه‌سازی با روش بازسازی FORE+FBP2D برای چهار موقعیت چشمه [۷].

موقعیت چشمه	توان تفکیک فضایی شعاعی (میلی متر)		توان تفکیک فضایی مماسی (میلی متر)		اختلاف نسبی
	شبیه‌سازی مرجع	شبیه‌سازی فعلی	شبیه‌سازی مرجع	شبیه‌سازی فعلی	
(۱)	۴/۵۶	۴/۶۱	۴/۷۴	۴/۷۱	۰٪/۶۳
(۲)	۴/۵۶	۴/۷۷	۴/۶۰	۴/۵۸	۰٪/۴۳
(۳)	۴/۷۹	۵/۴۷	۴/۴۹	۴/۷۶	۶٪/۰۱
(۴)	۴/۸۹	۵/۱۸	۴/۶۰	۴/۷۸	۳٪/۹۱

مقایسه این نتایج نشان می‌دهد که نتایج در توافق خوبی است و تأییدی بر صحت عملکرد سیستم شبیه‌سازی شده می‌باشد.

نتایج توان تفکیک فضایی در دو راستای شعاعی و مماسی سیستم شبیه‌سازی شده با روشهای بازسازی تصویر FBP2D و FBP3D در جدول (۲) قابل مشاهده می‌باشند. همچنین نتایج مربوط به توان تفکیک فضایی با استفاده از روش بازسازی تصویر تکرار شونده FORE+OSEM که برای الگوریتم OSEM دو حالت، ۸ تکرار (استفاده از ۱۶ زیرمجموعه) و ۳۲ تکرار (استفاده از ۱۶ زیرمجموعه) در نظر گرفته شد، در جدول (۳) قابل مشاهده می‌باشند.

جدول (۲). نتایج توان تفکیک فضایی شبیه‌سازی برای چهار موقعیت چشمه با استفاده از بازسازی تصویر روش (۱)

FBP2D و روش (۲) FBP3D

موقعیت چشمه	توان تفکیک فضایی شعاعی (میلی متر)		توان تفکیک فضایی مماسی (میلی متر)	
	روش ۱	روش ۲	روش ۱	روش ۲
(۱)	۴/۵۷	۴/۸۱	۵/۰۲	۴/۸۸
(۲)	۴/۷۹	۴/۹۰	۴/۹۱	۴/۸۶
(۳)	۵/۴۱	۵/۵۸	۴/۹۶	۴/۹۵
(۴)	۵/۲۸	۵/۱۴	۵/۱۳	۵/۳۹



جدول (۳). نتایج توان تفکیک فضایی شبیه‌سازی برای چهار موقعیت چشمه با استفاده از بازسازی تصویر تکرارشونده FORE+OSEM در دو حالت الف (۸ تکرار و ب) ۳۲ تکرار.

توان تفکیک فضایی (میلی‌متر)		توان تفکیک شعاعی (میلی‌متر)		موقعیت چشمه
حالت ب	حالت الف	حالت ب	حالت الف	
۳/۵۹	۴/۲۶	۳/۷۴	۴/۴۷	(۱)
۳/۴۸	۳/۹۷	۴/۲۳	۴/۴۳	(۲)
۳/۲۰	۴/۳۶	۴/۶۳	۴/۹۵	(۳)
۴/۴۸	۳/۶۱	۳/۸۳	۳/۲۳	(۴)

### بحث و نتیجه‌گیری:

با توجه به اینکه هرچه عدد توان تفکیک فضایی پایین‌تر باشد، قابلیت تمایز دو نقطه در تصویر بازسازی شده بیشتر می‌شود، بنابراین مطلوب‌تر است. با توجه به نتایج به دست آمده، مقایسه توان تفکیک فضایی در راستاهای شعاعی و مماسی برای بازسازی تصویر با روش‌های تحلیلی FORE+FBP2D، FBP2D و FBP3D نشان‌دهنده برتری روش FORE+FBP2D در اکثر موقعیت‌ها می‌باشد. برای روش تکرارشونده FORE+OSEM شاهد بهبود توان تفکیک فضایی با افزایش تعداد تکرار هستیم (بجز موقعیت (۴)). در حالت کلی روش بازسازی تکرارشونده FORE+OSEM نسبت به تمام روش‌های تحلیلی ذکر شده در بالا، دارای توان تفکیک فضایی بهتری می‌باشد. همچنین وقتی چشمه از مرکز پوششگر چه در راستای شعاعی و چه در راستای مماسی فاصله می‌گیرد (موقعیت‌های (۳) و (۴)) شاهد از دست رفتن توان تفکیک فضایی در دو راستا برای بازسازی تصویر با تمام روش‌های تحلیلی هستیم ولی برای روش تکرارشونده ذکر شده در بالا این چنین نمی‌باشد. با توجه به برتری روش تکرارشونده، یکی از معایب این روش، حجم محاسبات بالا و در نتیجه افزایش زمان بازسازی تصویر نسبت به روش‌های تحلیلی می‌باشد. زمان هر تکرار اساساً با زمان لازم برای بازسازی کامل به روش FBP برابر است. همچنین، با جایگزین کردن مدل انتگرال خطی نگاره پیشرو ساده با مدل صحیح‌تری از چگونگی آشکارسازی اشعه‌های گاما، زمان لازم برای محاسبه داده نگاره افزایش می‌یابد، زیرا اکنون تعداد بسیار بیشتری از پیکسل‌های تصویر می‌توانند در یک المان نگاره خاص سهیم باشند. برای سرعت بخشیدن به این الگوریتم‌ها چندین تقریب پیشنهاد شده است که تکنیک‌های تسریع‌کننده نامیده می‌شوند. یکی از محبوب‌ترین آن‌ها



زیرمجموعه‌های مرتب شده یا OSEM است که در آن تنها از زیرمجموعه‌ای از زاویه‌های نگاره در هر تکرار استفاده می‌شود. با این کار سرعت الگوریتم افزایش می‌یابد، زیرا زمان هر تکرار مستقیماً متناسب با تعداد زاویه‌هایی است که باید در نگاره پیشرو استفاده شوند. با بهبود سرعت کامپیوتر و به کمک تکنیک‌های تسریع‌کننده، روش‌های تکرار شونده می‌توانند سریع‌تر شوند. برای نتیجه‌گیری جامع‌تر بهتر است دیگر پارامترهای کیفیت تصویر نیز بررسی شوند.

#### مراجع:

- [1] Scott, James A., (2004) "Positron Emission Tomography: Basic Science and Clinical Practice", pp.418-418.
- [2] Karp J. S, Daube-Witherspoon M. E, Hoffman E. J, Lewellen T. K, Links J. M, Wong W. H, ... & Hitchens R. E., (1991), "Performance standards in positron emission tomography", *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*, 32(12), pp.2342-2350.
- [3] Leahy R.M, Clackdoyle R., (2000), Computed Tomography. In Handbook of Image and Video Processing. San Diego: Academic Press.
- [4] Kak A.C, Slaney M, (1988), Principles of Computerized Tomography. IEEE.
- [5] Zagni F, D'Ambrosio D, Spinelli A.E, Cicoria G, Fanti S, and Marengo M, (2013) "Accurate modeling of a DOI capable small animal PET scanner using GATE", *Applied Radiation and Isotopes*, 75, pp.105-114.
- [6] Jan, S., Santin, G., Strul, D., Staelens, S., Assie, K., Autret, D., & Brasse, D, (2004), "GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT". *Physics in Medicine & Biology*, 49(19), p.4543.
- [7] Lamare, F., Turzo, A., Bizais, Y., Le Rest, C. C., & Visvikis, D, (2006), "Validation of a Monte Carlo simulation of the Philips Allegro/GEMINI PET systems using GATE", *Physics in Medicine & Biology*, 51(4), p. 943.
- [8] National Electrical Manufacturers Association, (2001), Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA standards publication NU 2-2001.
- [9] Thielemans, K., Tsoumpas, C., Mustafovic, S., Beisel, T., Aguiar, P., Dikaios, N., & Jacobson, M. W, (2012), "STIR: software for tomographic image reconstruction release 2", *Physics in Medicine & Biology*, 57(4), p. 867.