



## بهینه سازی پنجره انرژی و باریکه‌ساز برای تصویربرداری SPECT تابش ترمزی $^{90}\text{Y}$ به کمک کد SIMIND

شهماری، نازیلا\* - طاهرپرور، پیوند

دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک

### چکیده:

در تصویربرداری SPECT تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$ ، فوتون‌های تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$  دارای طیفی پیوسته و عریض هستند که از دلایل اصلی افت کیفیت تصویر می‌باشند. انتخاب بهینه عرض پنجره انرژی و نیز باریکه‌ساز مناسب در این نوع تصویربرداری، نقش مهمی در بهبود کیفیت تصویر ایفا می‌کنند. در این مقاله به منظور بهبود کنتراست تصاویر SPECT حاصل از تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$ ، برخی از پارامترهای مهم تصویربرداری از جمله انتخاب پنجره انرژی و ضخامت باریکه‌ساز با بهره‌گیری از برنامه شبیه‌سازی SIMIND بهینه‌گشت. بهینه‌سازی به کمک ارزیابی و مقایسه کنتراست تصاویر انجام گرفت. بهبود کیفیت تصاویر تابش ترمزی، امکان برآورد توزیع فعالیت پس از رادیوتراپی را فراهم می‌کند. کلمات کلیدی: تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$ ، SIMIND، پنجره انرژی، باریکه‌ساز، کنتراست

## Energy window and Collimator Optimization for SPECT Imaging of $^{90}\text{Y}$ bremsstrahlung photons by SIMIND code

Shahmari, Nazila\*; Taherparvar, Payvand  
University of Guilan, Faculty of Science, Department of Physics

### Abstract

In the  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung SPECT imaging, the  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung photons have a continuous and broad spectrum, which is one of the most important reasons of the poor image quality. Thus, selection of optimized energy window width and proper parallel-hole collimators have a significantly effects in the improvement of the image quality. In this paper, to improve the  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung SPECT images contrast, a Monte Carlo simulation program and the image contrast were used to optimize the energy window and collimator which are main parameters in SPECT imaging. Improving image quality of bremsstrahlung radiation can provide estimate of the activity distribution after radiation therapy.

Keywords: Bremsstrahlung Radiation,  $^{90}\text{Y}$ , SIMIND, Energy Window, Collimator, Contrast

### مقدمه:

تصویربرداری هسته‌ای، یکی از مهم‌ترین کاربردهای رادیوایزوتوپ‌ها در موارد پزشکی برای موارد تشخیصی از جمله گرفتگی عروق قلبی، بررسی خون رسانی به بافت‌های بدن، تشخیص غده‌های سرطانی و ... محسوب می‌شود. با توجه به نوع رادیوداروی مورد استفاده در تصویربرداری، روش‌های PET (قطع نگاری گسیل پوزیترون) و SPECT (قطع نگاری رایانه‌ای گسیل تک فوتون) دو سامانه تصویربرداری



شناخته شده و مورد استفاده در مراکز بالینی هستند. تصویربرداری رادیونوکلئیدی با استفاده از سیستم SPECT بدین گونه انجام می‌گیرد که پس از تزریق و یا استنشاق رادیودارو و سپس جای گرفتن آن در بافت مورد نظر، تابش هایی از رادیودارو گسیل می‌شوند. این تابش‌ها به وسیله آشکارسازهایی (از جمله یک یا چند دوربین سوسوزن انگر<sup>۱</sup>) که در سرهای (heads) دستگاه قرار گرفته‌اند، ثبت می‌شوند. در این راستا، به منظور افزایش حساسیت دستگاه و کاهش زمان کارکرد آن، دستگاه‌های دو و سه - سر توسعه یافته‌اند. سپس تصاویر بالینی دوبعدی حاصل به کمک الگوریتم‌های بازسازی به تصویر سه بعدی، که نشان دهنده توزیع فعالیت در بدن بیمار است، تبدیل می‌شوند [۲،۱].

از طرفی دیگر، از دیگر کاربردهای مهم رادیویازوتوپ‌ها در پزشکی، موارد مربوط به درمان بیماری‌ها (رادیوتراپی) است. در این تکنیک، سعی بر نابودی بافت تومور به کمک تابش‌های گسیلی از رادیوداروی جای گرفته در بافت و یا تابشی می‌شود. از مهمترین این موارد می‌توان به کاربرد این روش در درمان توده‌های کبدی مانند آدنوم کبدی، متاستازهای کبدی، هیپاتیک و ... اشاره کرد [۳]، که در رادیوتراپی هدفمند برای درمان آن‌ها از میکروکره‌های  $^{90}\text{Y}$  به طور کلینیکی استفاده می‌شود.  $^{90}\text{Y}$  یک رادیوداروی گسیلنده ذرات بتا خالص با نیمه عمر ۲،۶۷ روز و انرژی بیشینه ۲،۳ MeV می‌باشد. پس از تجمع میکروکره‌های حامل  $^{90}\text{Y}$  در توده‌های کبدی، الکترون‌های پرانرژی تولید شده از این رادیویازوتوپ در برهمکنش با بافت تومور، تابش ترمزی گسیل می‌کنند. در سال‌های اخیر، این تابش ترمزی به منظور ارزیابی توزیع رادیونوکلئید  $^{90}\text{Y}$  مورد توجه قرار گرفته و برای افزایش دقت در تخمین پرتوزایی، تصویربرداری SPECT تابش ترمزی این رادیویازوتوپ توسعه یافته است [۴]. اما به دلیل طیف پیوسته فوتون‌های تابش ترمزی و توزیع انرژی عریض و خارج از فوتوپیک، کیفیت تصاویر اکتسابی به نسبت کم است. تمامی موارد یاد شده سبب می‌گردد که نقش باریکه‌ساز و نیز انتخاب عرض بهینه پنجره انرژی، سهم بسزایی در کیفیت تصویر داشته باشد [۵]. انواع مختلف باریکه‌ساز در سامانه‌های تصویربرداری عبارت‌اند از باریکه‌ساز حفره موازی<sup>۲</sup>، شکافی<sup>۳</sup>، همگرا<sup>۴</sup> و واگرا<sup>۵</sup>. باریکه‌ساز عامل محدود کننده‌ای در کارایی دوربین محسوب می‌گردد، از این رو طراحی مناسب آن امری بسیار ضروری است. به طور کلی، تصویربرداری SPECT تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$  به کمک باریکه‌سازهای حفره موازی انرژی بالا (HE) و انرژی متوسط (ME) انجام می‌گردد [۶]. از جمله عواملی که کارایی باریکه‌ساز حفره موازی و به دنبال آن کارایی دوربین سوسوزن را تحت تأثیر قرار می‌دهد می‌توان به هندسه حفره‌های باریکه‌ساز شامل قطر حفره، طول حفره و ضخامت سپتا<sup>۶</sup> اشاره کرد [۸،۷]. در این مقاله از برنامه شبیه‌سازی مونت کارلو SIMND و فانتوم دیجیتال jaszczak برای ارزیابی تأثیرات انتخاب پنجره انرژی و

<sup>1</sup> Anger scintillation camera

<sup>2</sup> Parallel-hole collimator

<sup>3</sup> Pinhole collimator

<sup>4</sup> Converging collimator

<sup>5</sup> Diverging collimator

<sup>6</sup> Hole diameter, hole length, septa thickness



طول حفره (ضخامت) باریکه‌ساز حفره موازی، انرژی-متوسط بر روی کنتراست تصاویر کره‌های داغ<sup>۱</sup> فانتوم (به منظور بهینه‌سازی تصویربرداری SPECT تابش ترمزی ایتیریوم-۹۰) استفاده شده است. فانتوم jaszczak به دلیل دارا بودن کره‌هایی با قطرهای متفاوت می‌تواند ارزیابی بسیار مناسبی از میزان کنتراست تصاویر توزیع رادیویزوتوپ ایتیریوم-۹۰، در شعاع‌های متفاوت را ارائه کند.

## روش کار :

در این مقاله به منظور شبیه‌سازی یک سیستم تصویربرداری SPECT بالینی از ورژن ۶،۰ برنامه شبیه‌سازی مونت کارلو SIMIND استفاده شده است که از جمله برنامه‌های اختصاصی برای شبیه‌سازی یک سیستم استاندارد SPECT محسوب می‌شود [۹]. به منظور ارزیابی کنتراست تصاویر حاصل از تابش ترمزی ایتیریوم-۹۰، از فانتوم دیجیتالی jaszczak استفاده گشت. فانتوم مورد نظر شامل ۶ کره گرم با قطرهای متفاوت شامل ۳۱،۸، ۲۵،۴، ۱۹،۱، ۱۵،۹، ۱۲،۷ و ۹،۵ می‌باشد. این فانتوم در فاصله ۱۵ cm از سطح آشکارساز دوربین گاما شبیه‌سازی شده قرار داده شد. تصاویر دو-بعدی (پروجکشن‌ها) در ماتریس ۱۲۸×۱۲۸ پیکسل، اندازه پیکسل ۰،۴ cm و در چرخش ۳۶۰° جمع‌آوری شدند. همچنین فعالیت ۱،۵GBq برای کره‌های گرم jaszczak بدون فعالیت زمینه در نظر گرفته شد. سپس، داده‌های به دست آمده از شبیه‌سازی‌های مختلف به کمک برنامه MATLAB و روش نگاره برگشتی فیلتر شده (با فیلتر Hann) بازسازی گشت. با توجه به نقش پنجره انرژی و هندسه باریکه‌ساز در کیفیت تصاویر SPECT تابش ترمزی <sup>90</sup>Y، شبیه‌سازی برای سه پنجره انرژی شامل ۶۰-۱۶۰ keV، ۱۶۰-۴۰۰ keV و ۴۰۰-۶۰۰ keV و نیز برای باریکه‌ساز حفره موازی با ضخامت‌های مختلف: ۳،۲۸، ۳،۵، ۳،۶، ۳،۸، ۴ و ۴،۲ سانتی‌متر با مقادیر ثابت قطر حفره و ضخامت سپتا به ترتیب ۳،۳ mm و ۱،۱۴ mm انجام گشت. از آنجاییکه در تصویربرداری SPECT، باید توازن میان حساسیت و توان تفکیک باریکه‌ساز برقرار باشد، ضخامت‌های انتخاب شده و قطر حفره به گونه‌ای انتخاب شده‌اند که توان تفکیک باریکه‌ساز با توجه به مطالعات پیشین (مانند مراجع [۱۰،۸]) در محدوده ۱-۱،۸ cm باشد. کیفیت تصاویر حاصل از شبیه‌سازی‌های متفاوت با استفاده از معیار کنتراست (CI) تصاویر، ارزیابی گشت. کنتراست ۶ کره گرم فانتوم jaszczak به کمک ترسیم «ناحیه مورد نظر<sup>۲</sup>» بر مکان‌های کره‌ها و نیز خارج از آن (پس زمینه) به کمک رابطه زیر محاسبه شد:

$$C_I = \frac{R_I - R_0}{R_0} \quad (1)$$

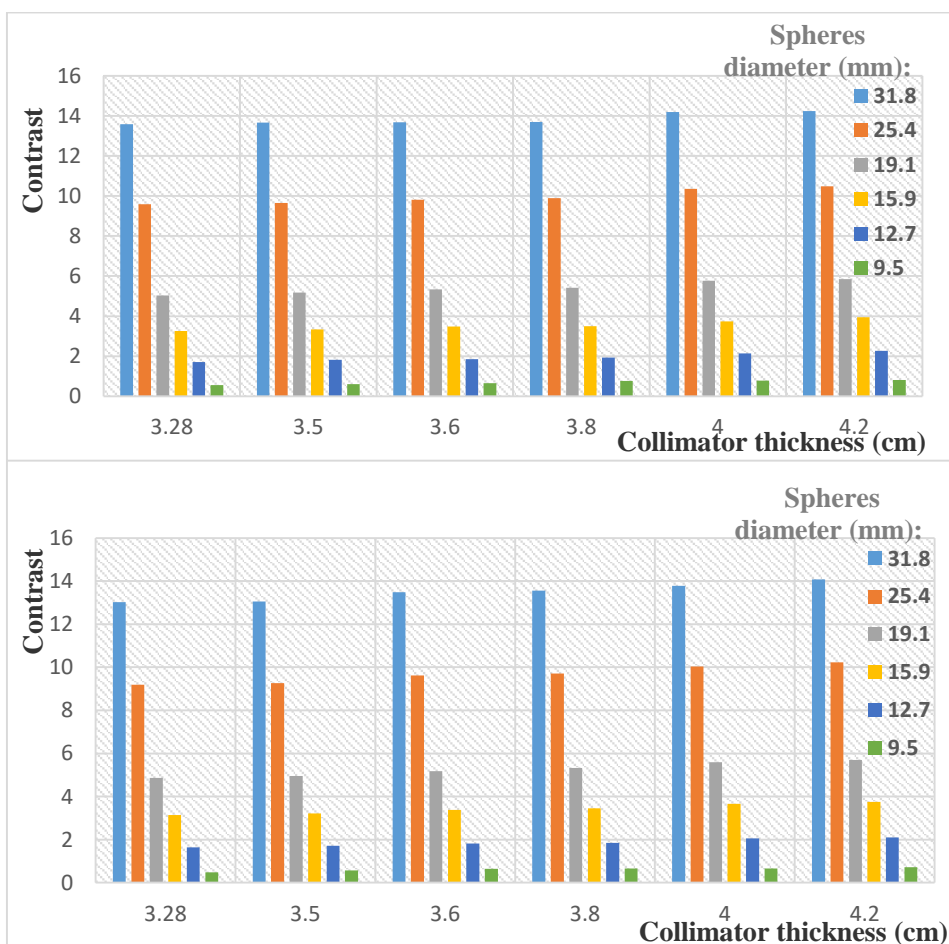
<sup>1</sup> Hot spheres

<sup>2</sup> ROI

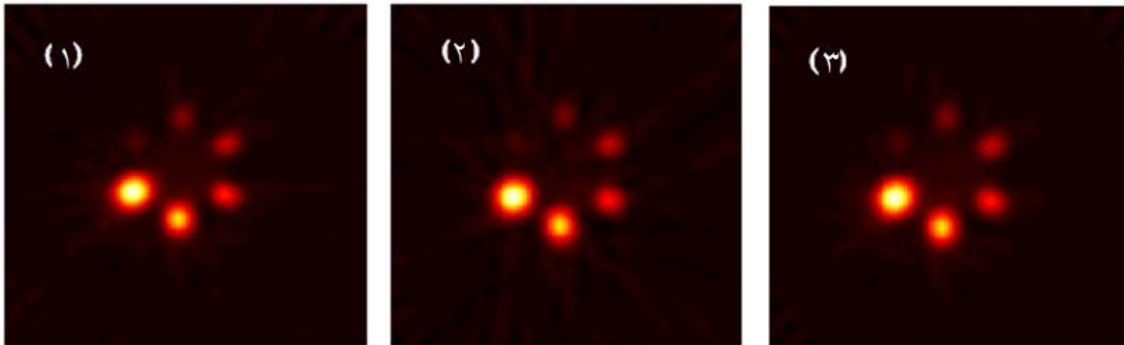
که در رابطه فوق،  $R_0$  و  $R_I$  به ترتیب آهنگ شمارش در کره‌ها و پس زمینه می‌باشد. برای اندازه‌گیری  $R_I$  و  $R_0$ ، ROIها به ترتیب بر روی محیط کره‌های گرم و پس زمینه در تصویر بازسازی شده کشیده شدند. ابعاد ROIها در تصویر بازسازی شده دقیقاً برابر ابعاد واقعی کره‌ها در نظر گرفته شد.

### نتایج:

به منظور ارزیابی دقیق نتایج، کنتراست کره‌های گرم فانتوم jaszczak به کمک ROIهای ترسیم‌ی و نیز معادله ۱ در دو پنجره انرژی یاد شده و نیز برای طول‌های متفاوت حفره باریکه‌ساز، بررسی و مقایسه شده‌اند. نتایج حاصل از این ارزیابی‌ها را می‌توان در شکل ۱ (بالا) مربوط به پنجره انرژی  $400-60 \text{ keV}$  و پایین: مربوط به پنجره انرژی  $160-60 \text{ keV}$  مشاهده کرد. مقایسه نتایج مربوط به کنتراست در شکل ۱- بالا و پایین، نشان دهنده اثرات انتخاب پنجره انرژی در تصویربرداری SPECT تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$  است بصورتیکه انتخاب پنجره انرژی بزرگتر نتایج بهتری را برای کنتراست به دنبال خواهد داشت.



شکل ۱: مقادیر محاسبه شده کنتراست تصاویر کره‌های گرم فانتوم jaszczak در تصویربرداری SPECT تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$  به صورت تابعی از طول حفره باریکه‌ساز (ضخامت باریکه‌ساز) در پنجره‌های انرژی  $400-60 \text{ keV}$  (بالا) و  $160-60 \text{ keV}$  (پایین)



شکل ۲: تصاویر بازسازی شده SPECT فانتوم jaszczak شبیه‌سازی شده به منظور مقایسه کنتراست ۶ کره گرم با ابعاد مختلف که در ۳ پنجره انرژی: (۱) ۶۰-۱۶۰ keV، (۲) ۱۶۰-۴۰۰ keV و (۳) ۴۰۰-۶۰۰ keV به دست آمده‌اند.

از طرفی دیگر، اثرات محسوس تغییر ضخامت (طول حفره) باریکه‌سازحفره موازی بر روی کنتراست تصاویر بازسازی شده کره‌های گرم در نمودارهای موجود در شکل ۱ قابل مشاهده است. همانطور که از نمودارهای موجود در شکل ۱ می‌توان مشاهده کرد، پنجره انرژی ۶۰-۴۰۰ keV دارای مقادیر کنتراست بیشتری برای همه کره‌ها در مقایسه با پنجره انرژی ۱۶۰-۶۰۰ keV می‌باشد. قابل ذکر است که به دلیل مقادیر ناچیز کنتراست بدست آمده برای تصاویر در پنجره انرژی ۱۶۰-۴۰۰ keV نتایج مربوط به آن لحاظ نشده است. نتایج نشان می‌دهد که با افزایش طول حفره، کنتراست تصاویر بازسازی شده کره‌ها افزایش می‌یابد و در تمامی موارد با کاهش ابعاد کره، کنتراست تصویر نیز کاهش می‌یابد. ارزیابی نتایج نشان می‌دهد بهترین کنتراست متعلق به طول حفره ۴,۲ cm در پنجره انرژی عریض ۶۰-۴۰۰ keV می‌باشد.

به منظور مقایسه بصری تصاویر، تصاویر بازسازی شده فانتوم jaszczak توسط باریکه‌سازی با ضخامت سپتا ۱,۱۴ mm، قطر حفره ۳,۳ mm و ضخامت بهینه به دست آمده ۴,۲ cm و در سه پنجره انرژی، در شکل ۲ به نمایش درآمده است. تصاویر بدست آمده نشان می‌دهد که انتخاب باریکه‌ساز مناسب می‌تواند کیفیت تصاویر حاصل از تابش ترمزی را تا حد زیادی بهبود ببخشد، به‌صورتیکه توده‌های کوچک نیز قابل آشکارسازی هستند.

### بحث و نتیجه گیری :

در پزشکی هسته‌ای کنتراست تصویر به تفاوت در اندازه گیری غلظت فعالیت بخشی از تصاویر مربوط به سطوح متفاوت جذب پرتوزایی در بیمار اشاره دارد بنابراین معیار قابل قبولی برای ارزیابی کیفیت تصاویر در پزشکی هسته‌ای است. این پارامتر همچنین می‌تواند در ارزیابی فعالیت تجمعی در بافت مورد نظر نیز کمیت مفیدی باشد. از این رو، در این مقاله به منظور بهینه‌سازی تصویربرداری SPECT تابش ترمزی، با بررسی کنتراست تصاویر SPECT تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$  به کمک برنامه شبیه‌سازی مونت کارلو SIMIND به معرفی پنجره





انرژی و هندسه بهینه باریکه‌ساز انرژی-متوسط پرداخته شد. نتایج حاصل نشان داد که بهترین کنتراست هنگام استفاده از پنجره انرژی عریض ( $400-600\text{ keV}$ ) به دست می‌آید که به واسطه افزایش حساسیت سیستم تصویربرداری است که این امر کاهش برخی از آرتیفکت‌های تصویربرداری از جمله واریانس برآورد فعالیت را به دنبال خواهد داشت [۱۱]. همچنین، با رعایت حفظ توان تفکیک مناسب باریکه‌ساز، از دید کنتراست تصویر، مقدار بهینه طول حفره برای باریکه‌ساز انرژی-متوسط با مقادیر ثابت ضخامت سپتا و قطر حفره ( $1.14\text{ mm}$  و  $3.3\text{ mm}$ ، به ترتیب)،  $4.2\text{ cm}$  حاصل شد که می‌تواند کیفیت بالایی را برای تصاویر SPECT تابش ترمزی  $^{90}\text{Y}$  فراهم آورد.

#### مراجع :

- [1] S. R. Chery, J. A. Sorenson and M. E. Phelps, Physics in Nuclear Medicine, 4<sup>th</sup> edition, Sandres Elsevier, 2012.
- [2] T. A. Holly, B. G. Abbott, M. Al-Mallah, D. A. Calnon, M. C. Cohen, F. P. DiFilippo and D. Jain, Single photon-emission computed tomography, Journal of nuclear cardiology, 17, No. 5, 941-973, 2010.
- [3] N. Ebrahimi Daryani, H. Saberi, M. R. Pashaei, M. Taher and S. Shirzad, Liver Mass: An Overview on Diagnosis, Govaresh, 15, No. 3, 209-226, 2010.
- [4] D. Minarik, K. Sjogreen Gleisner and M. Ljungberg, Evaluation of quantitative  $^{90}\text{Y}$  SPECT based on experimental phantom studies, Phys Med Biol, 53, 5689-5703, 2008 .
- [5] X. Rong and Y. Du, Development and evaluation of an improved quantitative  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung SPECT method, Phys Med, 39, No. 5, 2346-2358 , 2012.
- [6] H. Ahmadzadehfar, M. Muckle, A. Sabet, K. Wilhelm, Ch. Kuhl, K. Biermann, T. Haslerud, H. Biersack and S. Ezziddin, The significance of bremsstrahlung SPECT/CT after yttrium-90 radioembolization treatment in the prediction of extrahepatic side effects, Eur J Nucl Med Mol Imaging, 39, 309-315, 2012 .
- [7] S. Walrand, M. Hesse, R. Wojcik, R. Lhommel and F. Jamar, Optimal design of Anger camera for bremsstrahlung imaging: Monte Carlo evaluation, Front Oncol, 4, NO. 149, 1-7, 2014.
- [8] H. Rezaei Roshan, A. R. Azarm, B. Mahmoudian, E. Gharepapagh and J. Islamian, Collimator and energy window optimization for  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung SPECT imaging: A SIMIND Monte Carlo study, Appl Radiat Isot, 108, 124-128, 2016.
- [9] M. B. Toossi, J. P. Islamian, M. Momenzhad, M. Ljungberg and S. Naseri, SIMIND Monte Carlo simulation of a single photon emission CT, J Medic Phys, 35, No. 1, 42-48, 2010.
- [10] X. Rong, E. C. Frey, A collimator optimization method for quantitative imaging: application to  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung SPECT, Med Phys, 40, 1-9, 2013.
- [11] X. Rong, M. Ghaly, E. C. Frey, Optimization of energy window for  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung SPECT imaging for detection tasks using the ideal observer with model-mismatch, Med Phys, 40, 062502, 2013.