

## ارائه یک تقریب جدید جهت بهبود برآورد طیف پراکندگی بازه فوتوپیک در تصویربرداری Tc-<sup>99m</sup>SPECT: مطالعه شبیه سازی

مهسا، نوری اصل<sup>۱</sup>؛ علیرضا، صدر ممتاز<sup>۱</sup>؛ احمد، بیطرفان رجبی<sup>۲</sup>

۱-دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه

۲-دانشگاه علوم پزشکی ایران، مرکز آموزشی تحقیقاتی و درمانی قلب و عروق شهید رجایی، بخش پزشکی هسته ای

### چکیده

کیفیت تصاویر SPECT با آشکارسازی فوتون‌های پراکنده شده در داخل بازه فوتوپیک کاهش می‌یابد. در این مطالعه قصد داریم یک تقریب جدید برای برآورد طیف فوتون‌های پراکنده آشکارسازی شده در بازه فوتوپیک <sup>99m</sup>Tc ارائه دهیم. در حقیقت، این تقریب شکل تغییر یافته روش سه بازه انرژی با تقریب مثلثی است. برای ارزیابی این تقریب، از دو فانتوم شبیه‌سازی شده Jaszak و <sup>2</sup>D NCAT استفاده می‌شود، و در هر مورد نتایج بدست آمده با نتایج حاصل از تقریب مثلثی مقایسه می‌شود. نتایج بدست آمده از این مطالعه نشان می‌دهد که در مورد هر دو فانتوم، تقریب پیشنهادی منجر به افزایش بیشتر کنتراست تصویری نسبت به تقریب مثلثی می‌شود.

کلید واژه: SPECT، اصلاح پراکندگی، طیف انرژی، بازه‌های انرژی، SIMIND

### مقدمه

آشکارسازی فوتون‌های پراکنده شده در تصویربرداری گسیلی باعث کاهش کنتراست جراحات و در نتیجه، امکان تشخیص درست آن‌ها می‌شود، و تعیین مقدار اکتیویته را تحت تأثیر قرار می‌دهد. شماری از روش‌های اصلاح پراکندگی جهت استفاده در تصویربرداری با دوربین‌های گامای مجهز به آشکارساز NaI(Tl) توسعه یافته‌اند [۹-۱]. از میان این روش‌ها، روش دو بازه انرژی (DEW) و مخصوصاً روش سه بازه انرژی (TEW) با تقریب مثلثی که به ترتیب با قرار دادن دو و سه بازه انرژی در طیف <sup>99m</sup>Tc انجام می‌شوند، نتایج بهتری را در اصلاح پراکندگی تصاویر SPECT نشان می‌دهند [۱۰]. یکی از محدودیت‌های استفاده از روش DEW، عدم امکان محاسبه مستقیم ضریب ثابت  $k$  در وضعیت‌های واقعی (بالینی) می‌باشد. از سوی دیگر، روش TEW با تقریب مثلثی به علت عدم نیاز به تعیین عوامل واسطه و امکان عملکرد مستقیم بر روی پیکسل‌های تصویری، یک روش مناسب برای اصلاح پراکندگی تصاویر SPECT <sup>99m</sup>Tc محسوب می‌شود. این روش با برآورد سطح طیف پراکندگی فوتوپیک به صورت یک سطح مثلثی، سعی در حذف مؤلفه پراکندگی بازه فوتوپیک دارد. اما این برآورد کمتر از میزان واقعی پراکندگی بازه فوتوپیک است. در این مطالعه قصد داریم با در نظر گرفتن یک بازه انرژی اضافه در داخل بازه فوتوپیک، میزان برآورد سطح طیف پراکندگی را به سطح واقعی نزدیک‌تر کنیم. ابتدا با استفاده از برنامه شبیه‌سازی SIMIND، دو فانتوم Jaszak و <sup>2</sup>D NCAT شبیه‌سازی

می‌شوند. سپس با توجه به تصاویر بازسازی شده از این فانتوم‌ها، از معیارهای ارزیابی ریاضی، کنتراست تصویری و نویز نسبی، برای بررسی تأثیر عملکرد این روش‌ها استفاده می‌شود.

## مواد و روش‌ها

### ۱. معرفی تقریب پیشنهادی

در این تقریب از سه بازه انرژی باریک ( $w_{n1}$ ،  $w_{n2}$  و  $w_{nr}$  در شکل (۱)) برای برآورد طیف پراکندگی بازه فوتوپیک ( $W_{pk}=126-156$  keV) استفاده می‌شود. دو فرض از فرضیات مورد استفاده در این روش همانند روش سه بازه انرژی با تقریب مثلثی است، یعنی:

فرض ۱: فوتون‌های آشکارسازی شده در انرژی لبه بالاتر فوتوپیک،  $E_r=154$  keV، تنها فوتون‌های پراکنده نشده هستند:

$$T_{n2}(i, j) = US_{n2}(i, j) \quad (1)$$

در این معادله  $T_{nr}$  و  $US_{nr}$  به ترتیب نماینده تعداد کل شمارش‌ها و تعداد شمارش‌های پراکنده آشکارسازی شده در بازه باریک  $w_{nr}$  و  $(i, j)$  نشان دهنده موقعیت پیکسلی خاص در ماتریس تصویری است.

فرض ۲: در صورتی که هیچ پراکندگی وجود نداشته باشد، فوتوپیک در اطراف انرژی گسیلی  $E_s=140$  keV متقارن است، یعنی:

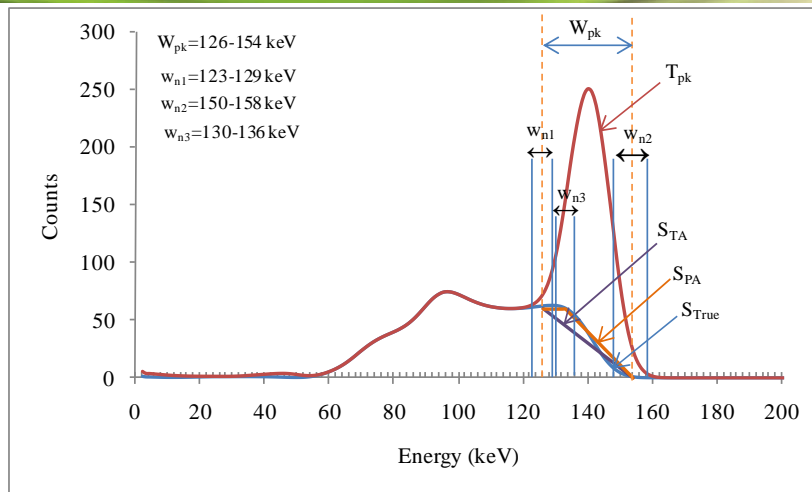
$$US_{n1}(i, j) = US_{n2}(i, j) \quad (2)$$

بنابراین، تعداد فوتون‌های پراکنده شده در بازه انرژی پایین‌تر،  $S_{n1}$  می‌تواند از رابطه زیر برآورد شود:

$$S_{n1}(i, j) = T_{n1}(i, j) - US_{n1}(i, j) = T_{n1}(i, j) - US_{n2}(i, j) \\ S_{n1}(i, j) = T_{n1}(i, j) - T_{n2}(i, j) \quad (3)$$

اما سومین فرض این تقریب نشان می‌دهد که، علاوه بر دو بازه باریک استفاده شده در تقریب مثلثی، یک بازه باریک سوم با پهنایی برابر با پهنای بازه باریک اول ( $w_{n1}$ ) می‌تواند در انرژی  $133$  keV در نظر گرفته شود، طوری که تعداد فوتون‌های پراکنده آشکارسازی شده در این انرژی تقریباً برابر با تعداد فوتون‌های پراکنده شده در انرژی  $126$  keV است. در این صورت، طیف فوتون‌های پراکنده شده فوتوپیک به جای سطح مثلثی می‌تواند با یک سطح دوزنقه‌ای برآورد شود، که قاعده کوچک آن برابر اختلاف این دو انرژی ( $W_1=7$  keV) و قاعده بزرگتر برابر اختلاف بین انرژی ابتدایی و انتهایی بازه فوتوپیک ( $W_2=28$  keV) است. ارتفاع این دوزنقه همان ارتفاع مثلث بدست آمده در روش مثلثی خواهد بود (شکل (۱) را ببینید). بنابراین، تعداد فوتون‌های پراکنده شده بازه فوتوپیک می‌تواند از رابطه زیر برآورد شود:

$$S_{pk}(i, j) = \left[ \frac{T_{n1}(i, j)}{w_{n1}} - \frac{T_{n2}(i, j)}{w_{n2}} \right] \cdot \left( W_1 + \frac{W_2}{2} \right) \quad (4)$$



شکل (۱). نمایش طیف انرژی کلی ( $T_{pk}$ )، طیف پراکندگی کلی ( $S_{True}$ ) برای  $^{99m}Tc$ ، سطح تعریف شده توسط تقریب مثلثی ( $S_{TA}$ ) و تقریب پیشنهادی ( $S_{PA}$ ) به همراه بازه‌های انرژی مورد استفاده در دو تقریب.

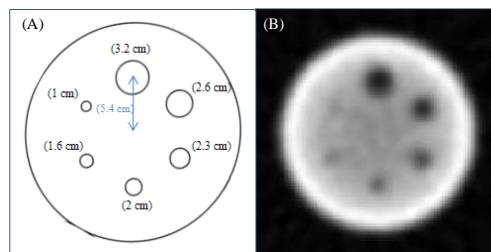
## ۲. فانتوم‌ها و معیارهای ارزیابی

(۱) فانتوم *Jaszak*: این فانتوم حاوی ۶ کره بدون اکتیویته با قطرهای مختلف (شکل (۲)) را ببینید) در یک استوانه پر شده از آب با اکتیویته یکنواخت  $^{99m}Tc$  است. معیارهای ارزیابی مورد استفاده در این فانتوم کنتراست تصویری و نویز نسبی زمینه می‌باشند. کنتراست تصویری ( $C$ ) به وسیله رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$C = \left| \frac{\bar{N}_c - \bar{N}_b}{\bar{N}_b} \right| \quad (5)$$

که در آن  $\bar{N}_b$  و  $\bar{N}_c$  به ترتیب میانگین شمارش‌ها در نواحی مورد نظر (ROIs) در داخل تصویر کره و در زمینه می‌باشند. نویز نسبی زمینه به صورت نسبت درصدی انحراف استاندارد شمارش‌های زمینه به میانگین شمارش‌های زمینه تعریف می‌شود:

$$RNB = \frac{\delta_b}{\bar{N}_b} \cdot 100\% \quad (6)$$



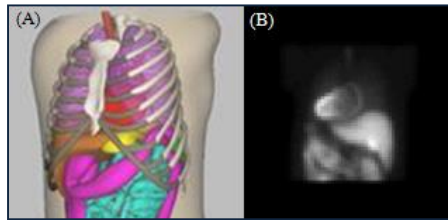
شکل (۲). تصویر (A)، سطح مقطع فانتوم *Jaszak* و (B)، یک برش از تصویر بازسازی شده فانتوم.

(۲) فانتوم  $^{2D} NCAT$ : برای بررسی وضعیت بالینی و یک توزیع واقعی اکتیویته، از فانتوم  $^{2D} NCAT$  استفاده می‌شود، که مدلی از نیم تنه بدن انسان است (شکل (۳)) را ببینید. معیار ارزیابی مورد استفاده در این فانتوم،



کنتراست تصویری است، که براساس پروفایل بدست آمده از تصویر بازسازی شده، به صورت نسبت اختلاف میانگین دو قله پی در پی  $(M(p_1, p_2))$  و دره بین آن‌ها  $(V)$  به میانگین دو قله تعریف می‌شود:

$$C = \frac{M(p_1, p_2) - V}{M(p_1, p_2)} \quad (7)$$



شکل (۳). نمایش (A)، تصویر فانتوم NCAT و (B)، تصویر یک نگاره از این فانتوم.

## نتایج

برای فانتوم Jaszak، کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای پنج کره سرد در جدول (۱) داده شده است. داده‌های این جدول نشان می‌دهد که با استفاده از تقریب مثلثی، کنتراست تصویری کره ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ به ترتیب در حدود ۰.۲۱، ۰.۱۷، ۰.۱۲، ۰.۰۶ و ۰.۰۲ نسبت به حالت بدون اصلاح افزایش می‌یابد. از سوی دیگر، با توجه به داده‌های این جدول، افزایش کنتراست تصویری کره‌های سرد برای تقریب پیشنهادی به ترتیب در حدود ۰.۳۳، ۰.۲۵، ۰.۱۹، ۰.۱۴ و ۰.۰۶ می‌باشد.

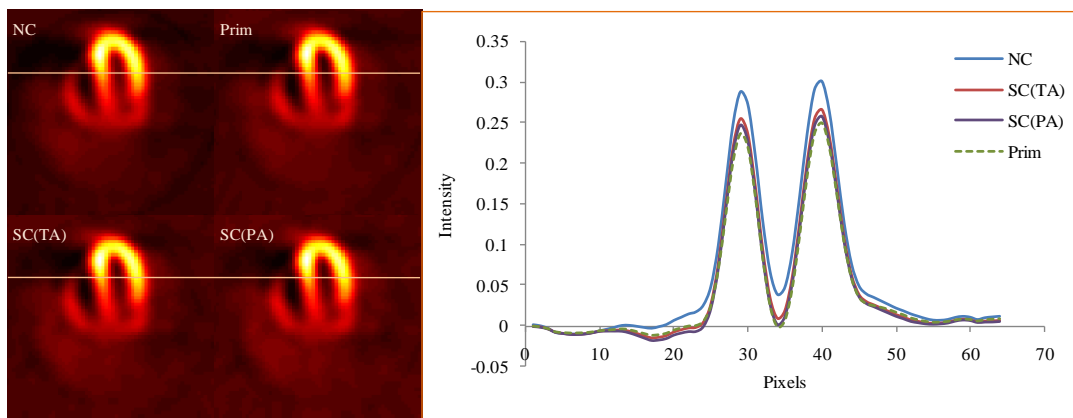
جدول (۱). کنتراست‌های تصویری برای کره‌های سرد در سه وضعیت بدون اصلاح (NC)، اصلاح شده با تقریب مثلثی (SC(TA)) و تقریب پیشنهادی (SC(PA)).

Spheres	NC	SC (TA)	SC (PA)
۱ (۳,۲ cm)	۰.۶۴	۰.۸۸	۰.۹۷
۲ (۲,۶ cm)	۰.۵۴	۰.۷۳	۰.۸۰
۳ (۲ cm)	۰.۳۹	۰.۵۳	۰.۵۸
۴ (۱,۶ cm)	۰.۲۱	۰.۳۲	۰.۳۶
۵ (۱,۳ cm)	۰.۰۶۷	۰.۱۱	۰.۱۳

نویز نسبی زمینه در سه وضعیت بدون اصلاح، اصلاح شده با تقریب مثلثی و تقریب پیشنهادی به ترتیب ۰.۳/۱۲، ۰.۴/۱۲ و ۰.۴/۸۹ می‌باشد.

پروفایل‌های خطی مربوط به یک ردیف پیکسلی دلخواه از تصویر بازسازی شده فانتوم NCAT در شکل (۴) نشان داده شده است. کنتراست‌های محاسبه شده از این پروفایل‌ها برای وضعیت‌های بدون اصلاح، اصلاح شده با تقریب مثلثی و تقریب پیشنهادی به ترتیب ۰/۸۰۳۸، ۰/۹۶۴۵ و ۰/۹۹۲۱ می‌باشد. افزایش نسبی کنتراست، که به صورت درصد اختلاف بین کنتراست وضعیت اصلاح شده و وضعیت اصلاح نشده تقسیم بر

وضعیت اصلاح نشده تعریف می شود، برای تقریب مثلثی و تقریب پیشنهادی به ترتیب  $10/84\%$  و  $14/05\%$  می باشد.



شکل (۴). تصویر بازسازی شده از فانتوم ۳D NCAT به همراه پروفایل های خطی مربوط به ردیف مشخص شده در تصاویر. سمت چپ ردیف اول، تصویر بدون اصلاح (NC) و تصویر حاصل از فوتون های اولیه (Prim)، ردیف دوم، تصویر اصلاح شده با تقریب مثلثی (SC(TA)) و تصویر اصلاح شده با تقریب پیشنهادی (SC(PA)) را نشان می دهد.

### بحث و نتیجه گیری

تقریب پیشنهاد شده در این مطالعه با فرضیاتی مشابه با روش سه بازه انرژی با تقریب مثلثی، سعی در بهبود برآورد سطح طیف پراکندگی بازه فوتوپیک دارد. در این تقریب با در نظر گرفتن یک بازه باریک اضافی، متمرکز شده در انرژی  $1333 \text{ keV}$ ، طیف پراکندگی بازه فوتوپیک به جای یک سطح مثلثی با یک سطح دوزنقه ای برآورد می شود.

نتایج این مطالعه نشان می دهد که استفاده از تقریب پیشنهادی در اصلاح پراکندگی تصاویر بدست آمده از فانتوم Jaszak به ترتیب منجر به افزایش نسبی  $10/2\%$ ،  $9/6\%$ ،  $9/4\%$ ،  $12/5\%$  و  $18/2\%$  در کنتراست کره های ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ در مقایسه با تقریب مثلثی می شود. با توجه به نویز نسبی، تقریب پیشنهادی به علت برآورد سطح بیشتری از طیف پراکندگی فوتوپیک نسبت به تقریب مثلثی، منجر به افزایش جزئی سطح نویز در تصویر زمینه می شود. همچنین، استفاده از تقریب پیشنهادی در مورد فانتوم ۳D NCAT نیز افزایش نسبی حدود  $3\%$  کنتراست تصویری را در مقایسه با تقریب مثلثی نشان می دهد. بنابراین، با توجه به نتایج بدست آمده، این روش می تواند به عنوان یک روش مؤثر برای افزایش کنتراست تصویری مورد استفاده قرار گیرد. همچنین به علت عملکرد آسان، امکان استفاده از این تقریب در سیستم های تصویربرداری پزشکی نیز وجود دارد.



## مراجع

- [۱] Jaszczak R. J., Greer K. L., Floyd C. E., and et al. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J. Nucl. Med.* ۱۹۸۴; ۲۵: ۸۹۳-۹۰۰.
- [۲] Jaszczak R. J., Greer K. L., Floyd C. E., and Coleman R. E. Scatter compensation techniques for SPECT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* ۱۹۸۵, ۳۲:۷۸۶-۷۹۳.
- [۳] Logan K. W. and McFarland W. D. Single photon scatter compensation by photopeak energy distribution analysis. *IEEE Trans. Med. Imag.* ۱۹۹۲; ۱۱:۱۶۱-۱۶۴,
- [۴] King M. A., Hademenos G. J. and Glick S. J. A dual-photopeak window method for scatter correction. *J. Nucl. Med.* ۱۹۹۲; ۳۳: ۶۰۵-۶۱۲.
- [۵] Pretoris P. H., van Rensburg A. J., van Aswegen A. and et al. The channel ratio method of scatter correction for radionuclide image quantification. *J. Nucl. Med.* ۱۹۹۳; ۳۴: ۳۳۰-۳۳۵.
- [۶] Ogawa K., Harata Y., Ichihara T. and et al. A practical method for position dependent Compton-scatter correction in Single Photon Emission CT. *IEEE Trans. Med. Imag.* ۱۹۹۱; ۱۱: ۴۰۸-۴۱۲.
- [۷] Buvat I., Rogriguez-Villafuerte M., Todd-Pokropek A., Benali H. and Paola R. D. Comparative assessment of nine scatter correction methods based on the spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J. Nucl. Med.* ۱۹۹۵; ۳۸(۸): ۱۴۷۶-۱۴۸۸.
- [۸] Axelsson B., Msaki P., and Israelsson A. Subtraction of Compton-Scattered Photons in Single Photon Emission Computerized Tomography. *J. Nucl. Med.* ۱۹۸۴; ۲۵: ۴۹۰-۴۹۴.
- [۹] Floyd C. E., Jr., Jaszczak R. J., Greer K. L., and Coleman R. E. Deconvolution of Compton Scatter in SPECT. *J. Nucl. Med.* ۱۹۸۵; ۲۶: ۴۰۳-۴۰۸.
- [۱۰] Koral K. F., Wang X., Rogers W. L., and et al. SPECT Compton-scattering correction by analysis of energy spectra. *J. Nucl. Med.* ۱۹۸۸; ۲۹: ۱۹۵-۲۰۲.
- [۱۱] Floyd C. E., Jr., Jaszczak R. J., Greer K. L., and Coleman R. E. Initial evaluation of a Gaussian scatter correction technique. *Int. J. Radiat. Appl. Part A [Appl. Radiat. Isot.].* ۱۹۹۲; ۴۲: ۱۱۲۳-۱۱۲۸.
- [۱۲] DeVito R. P., Hamill J. J. Determination of weighting functions for energy-weighted acquisition. *J. Nucl. Med.* ۱۹۹۱; ۳۲:۳۴۳-۳۴۹.
- [۱۳] Gagnon D., Todd-Pokropek A., Arsneault A., and et al. Introduction to holospectral imaging in nuclear medicine for scatter subtraction. *IEEE Trans Med Imag* ۱۹۸۹;۸:۲۴۵-۲۵۰.
- [۱۴] M. Noori Asl, Sadremomtaz A, Bitarafan-Rajabi A. Evaluation of six scatter correction methods based on spectral analysis in  $^{99m}\text{Tc}$  SPECT imaging using SIMIND Monte Carlo simulation. *J Med Phys* ۲۰۱۳; ۳۸: ۱۸۹-۹۷.