

ارزیابی روش سه بازه‌ی انرژی برای اصلاح پراکندگی تصاویر SPECT با استفاده از کد مونت کارلوی GATE

علیرضا صدر ممتاز، پیوند طاهرپرور، آسانا نظری*

گروه فیزیک، دانشکده‌ی علوم پایه، دانشگاه گیلان، صندوق پستی ۴۱۳۳۵-۱۹۱۴، رشت-ایران

چکیده:

یکی از مهم‌ترین عواملی که باعث کاهش کیفیت تصاویر برگرفته به کمک تکنیک برش‌نگاری رایانه‌ای گسیل تک فوتون (SPECT) می‌گردد، آشکارسازی فوتون‌های پراکنده‌ی کامپتونی در بازه فوتوپیک اصلی می‌باشد. از اینرو بهره‌گیری از روش‌های اصلاح پراکندگی در تصاویر SPECT همواره مورد توجه است. در این مطالعه به منظور ارزیابی تکنیک اصلاح پراکندگی از کد مونت کارلوی GATE به منظور شبیه‌سازی یک دوربین SPECT دو-سر و یک فانتوم استاندارد (فانتوم Jaszczak) شامل شش کره تو خالی، با قطرهای متفاوت (که از رادیویزوتوپ ^{123}I پر شده) استفاده شده‌است. به منظور استفاده از روش اصلاح پراکندگی به کمک تکنیک سه بازه انرژی، تصاویر برش‌نگاری در بازه‌های انرژی متفاوتی شبیه‌سازی شده‌است. عملکرد روش اصلاح پراکندگی اعمال شده، به کمک معیار کنتراست تصاویر قبل و بعد از اصلاح پراکندگی، مورد ارزیابی قرار گرفته‌است. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد، روش اصلاحی بررسی شده، موجب افزایش کنتراست تصویر و در نتیجه بهبود کیفیت تصاویر تا حدود ۴۷ درصد می‌شود.

کلیدواژه‌ها: اصلاح پراکندگی، بازه‌ی انرژی، SPECT، کد مونت کارلوی GATE، رادیویزوتوپ ^{123}I

Evaluation of the Triple Energy Window scatter correction Method in Single Photon Emission Computed Tomography using the GATE Monte Carlo code

A. R. Sadrmomtaz, Payvand Taherparvar, Asana Nazari*

Department of Physics, Faculty of Science, University of Guilan, P.O.BOX: 41335-1914, Rasht, Iran

Abstract:

One of the most important factors that reduce the quality of images taken using the Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) technique is the detection of scattered Compton photons in the original photopeak window. Therefore, the use of scatter correction methods in SPECT images is always considered. In this study, to evaluate the scatter correction technique, the GATE Monte Carlo code was used to simulate a dual-headed SPECT camera and a standard phantom (Jaszczak phantom) consisting of six hollow spheres, with different diameters (filled with ^{123}I radioisotope). In order to use the scatter correction method using the Triple Energy Window technique, the tomography images are simulated at different energy windows. The performance of the applied to the scatter correction method has been evaluated using the contrast criterion of images before and after scatter correction. The results of this study show that the corrected method increases the image contrast and thus improves the image quality by about 47%.

Keywords: Scatter correction, Energy window, SPECT, GATE Monte Carlo code, ^{123}I radioisotope.

۱. مقدمه

تصویربرداری SPECT یکی از پرکاربردترین روش‌های تصویربرداری هسته‌ای در کشور می‌باشد که برای تعیین توزیع اکتیویته در بدن، جهت تشخیص موارد بالینی از قبیل گرفتگی عروق قلبی، تشخیص پرکاری و کم کاری تیروئید، تشخیص تومورهای کبدی و غیره استفاده می‌شود. در فرآیند تصویربرداری، هر فوتون مسیری را از منبع تابش تا آشکارساز طی می‌کند. فوتون‌هایی که قبل از رسیدن به آشکارساز در بدن بیمار و یا در موازی‌ساز (از طریق پراکندگی کامپتون) پراکنده می‌شوند، ممکن است در نگاره‌های اندازه‌گیری شده سهمیم باشند. فوتون‌های پراکنده شده‌ای که آشکارسازی می‌شوند، اطلاعات فضایی نادرستی را در مورد نقطه‌ی گسیل خود فراهم می‌سازند. شامل شدن این فوتون‌ها در نگاره‌های جمع‌آوری شده منجر به کاهش کنتراست تصویر می‌شود. فوتون‌های پراکنده شده در SPECT می‌توانند بخش بزرگی از شمارش‌های جمع‌آوری شده را شامل شوند، و بنابراین، در تعیین کیفیت تصویر نقش مهمی را ایفا می‌کنند. از این‌رو، استفاده از یک روش اصلاح پراکندگی، نه تنها برای بهبود کیفیت و کمی تصویربرداری نیاز است، بلکه همچنین برای آشکارسازی جراحات و تقسیم‌بندی تصویر نیز می‌تواند بسیار تاثیرگذار باشد [۱].

برای حذف پراکندگی و اصلاح تصویر، روش‌های بسیاری از سوی محققان پیشنهاد شده‌است که البته بیشتر آن‌ها اختصاص به رادیوداروی ^{99m}Tc دارد. برخی از این روش‌ها عبارت از: روش دو بازه‌ی انرژی، روش سه بازه‌ی انرژی، روش تحلیل توزیع انرژی فوتوپیک، روش دو بازه‌ی فوتوپیک، روش نسبت کانالی می‌باشد [۲].

در مطالعه حاضر به منظور ارزیابی روش اصلاح پراکندگی از رادیوداروی ^{123}I استفاده شده است. رادیوایزوتوپ ^{123}I در مقایسه با سایر ایزوتوپ‌های ید مورد استفاده در موارد پزشکی هسته‌ای مانند (^{131}I ، ^{124}I ، ^{125}I) به علت نیمه عمر کوتاه، فقدان تابش بتا و فوتون‌های کم انرژی دز تابشی کم‌تری به بیمار تحمیل می‌کند [۳]. ^{123}I ، علاوه بر فوتون‌هایی با انرژی 159 keV ، فوتون‌هایی با انرژی‌های بالاتر نیز ساطع می‌کند که شامل: 274 keV درصد بین 440 keV و 625 keV و 784 keV درصد بین 625 keV و 784 keV ، این فوتون‌ها سبب حضور فوتون‌های پراکندگی در پنجره‌ی فوتوپیک 159 keV می‌باشد [۴].

۲. روش کار

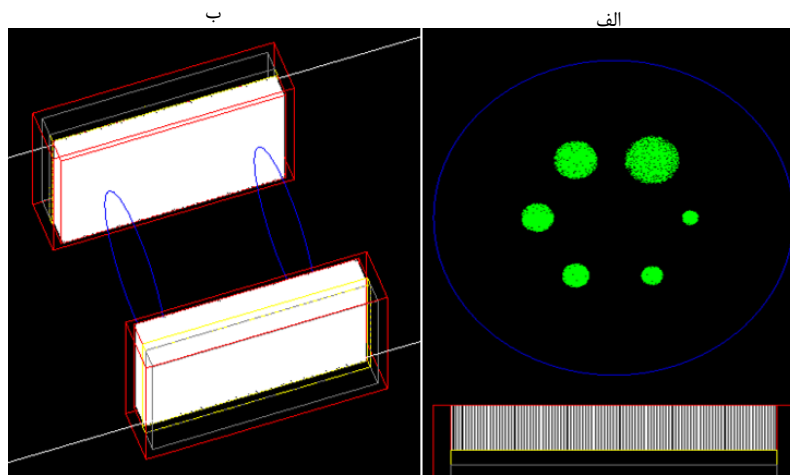
در این مطالعه یک روش برپایه بهره‌گیری از تصاویر برگرفته از پنجره‌های انرژی متفاوت برای اصلاح پراکندگی تصاویر ^{123}I سیستم تصویربرداری SPECT مورد ارزیابی قرار گرفته است. این روش اصلاحی، پیش از بازسازی تصاویر و بر روی نگاره‌ها اعمال می‌شود و سپس بازسازی با استفاده از روش نگاره برگشتی فیلتر شده (FBP^1) اعمال می‌شود. برنامه‌ی مربوط به روش اصلاحی و بازسازی تصاویر در نرم‌افزار MATLAB، نوشته شده است. ارزیابی عملکرد این روش نیز با استفاده از محاسبه‌ی کنتراست برای تصاویر قبل و بعد از اصلاح پراکندگی مورد ارزیابی قرار گرفته است. برای انجام محاسبات کنتراست از نرم‌افزار AMIDE و MATLAB، استفاده شده است.

سیستم تصویربرداری SPECT مورد استفاده در این مطالعه به صورت دو-سر بوده و کریستال سوسوزن آن از جنس NaI(Tl) با ابعاد $28 \times 19 \times 1\text{ cm}^3$ می‌باشد. به منظور شبیه‌سازی دقیق‌تر، مکان قرارگیری PMT‌ها در پشت کریستال و از جنس آلومینیوم در نظر گرفته شد. ضمن آن‌که سرها در یک لایه سربی قرار داده شدند تا از رسیدن پرتوهای پراکنده‌ی محیط به وجوه جانبی ممانعت گردد. موازی‌ساز دستگاه به صورت حفره موازی-انرژی پایین و از جنس سرب

¹ Filter backprojection

می‌باشد، که دارای حفره‌های شش گوشه به ارتفاع ۳ cm و شعاع ۰/۱۵ cm است. توان تفکیک انرژی دوربین نیز در حدود ۱۰٪ انرژی ۱۵۹ keV قرار داده شد.

در شبیه‌سازی و در قسمت رقمی کننده، بازه‌های انرژی مختلفی، متناسب با روش اصلاح پراکندگی، تنظیم شده، زمان جمع‌آوری داده‌ها ۶۴۰ ثانیه تنظیم شده و داده‌های خروجی در ماتریس‌هایی با ابعاد 128×128 ذخیره گشتند. به عبارت دیگر، ۶۴ نگاره‌ی 128×128 با اندازه پیکسلی در حدود ۰/۹ mm جمع‌آوری گردید. فانتومی که در این مطالعه شبیه‌سازی شده است، دارای ابعادی تقریباً مشابه با ابعاد فانتوم Jaszczak شبیه‌سازی شده، توسط اسلامیان و همکارانش می‌باشد [۵] که با استفاده از کد مونت کارلوی GATE، شبیه‌سازی شده است. این فانتوم شامل یک استوانه پر شده از آب به قطر ۲۱ cm و ارتفاع ۱۸/۶ cm می‌باشد. درون این استوانه، شش کره با قطرهای (۹/۵، ۱۲/۷، ۱۵/۹، ۱۹/۱، ۲۵/۴، ۳۱/۸) میلیمتر، قرار داده شده است. این کره‌ها حاوی ^{125}I ، با فعالیت متفاوت می‌باشند. میزان فعالیت این کره‌ها به ترتیب از کوچک به بزرگ عبارت از: (۰/۰۲، ۰/۰۴، ۰/۰۶، ۰/۰۸، ۰/۱، ۰/۱۲) میلی‌کوری است. شکل ۱ نمایی از فانتوم در مقابل سر آشکارساز دستگاه SPECT شبیه‌سازی شده توسط کد GATE را نمایش می‌دهد.



شکل ۱. الف: نمایی از سطح مقطع فانتوم و ب: نمایی از بالای فانتوم استفاده شده در این مطالعه، در مقابل سرهای SPECT، که به وسیله کد شبیه‌سازی شده است.

۱.۲ روش سه بازه‌ی انرژی (TEW)

روش مورد استفاده به منظور اصلاح پراکندگی، روش سه بازه‌ی انرژی (TEW) است که توسط بووات^۲ و همکاران پیشنهاد شده است [۶]. بدینصورت که، یک بازه اصلی در فوتوپیک ^{125}I (۱۴۳-۱۷۵ keV) و دو زیربازه با پهنای ۸ keV در دو طرف بازه فوتوپیک در نظر گرفته شده است، زیربازه‌ی پایینی^۳: (۱۳۹-۱۴۷ keV) و زیربازه‌ی بالایی^۴: (۱۷۹-۱۷۹ keV) می‌باشد. در این روش، شمارش‌های پراکنده در بازه فوتوپیک از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$= \left(\frac{C_{low}}{W_{low}} - \frac{C_{high}}{W_{high}} \right) \frac{W_{pk}}{2} C_{Scatter} \quad (1)$$

¹ Triple Energy Window

² Buvat

³ low

⁴ high

که در رابطه فوق، $C_{Scatter}$ شمارش‌های پراکنده‌ی بازه‌ی اصلی بر اساس شمارش‌های دو زیر بازه تخمین زده شده است و C_{low} و C_{high} شمارش‌های زیر بازه‌ها و W_{low} و W_{high} پهنای دو زیر بازه و W_{pk} پهنای بازه‌ی فوتوپیک، می‌باشد. شمارش‌های غیر پراکنده‌ی بازه‌ی فوتوپیک، $C_{unScatter}$ ، از رابطه‌ی (۲) محاسبه می‌شود.

$$= C_{total} - C_{Scatter} C_{unScatter} \quad (۲)$$

که در آن C_{total} تمام شمارش‌های بازه‌ی فوتوپیک است. تصویر اصلاح شده، از شمارش‌های غیر پراکنده‌ی بازه‌ی فوتوپیک تشکیل می‌شود.

به منظور پیاده‌سازی این روش، نگاره‌های مربوط به زیربازه‌های انرژی مورد نیاز در این روش که در بالا ذکر شده است با استفاده از کد GATE به دست آمده و به نرم افزار MATLAB انتقال یافته و محاسبات مربوط به اصلاح پراکندگی طبق روابط ۱ و ۲ انجام شده و سپس تصاویر به روش FBP بازسازی شده است.

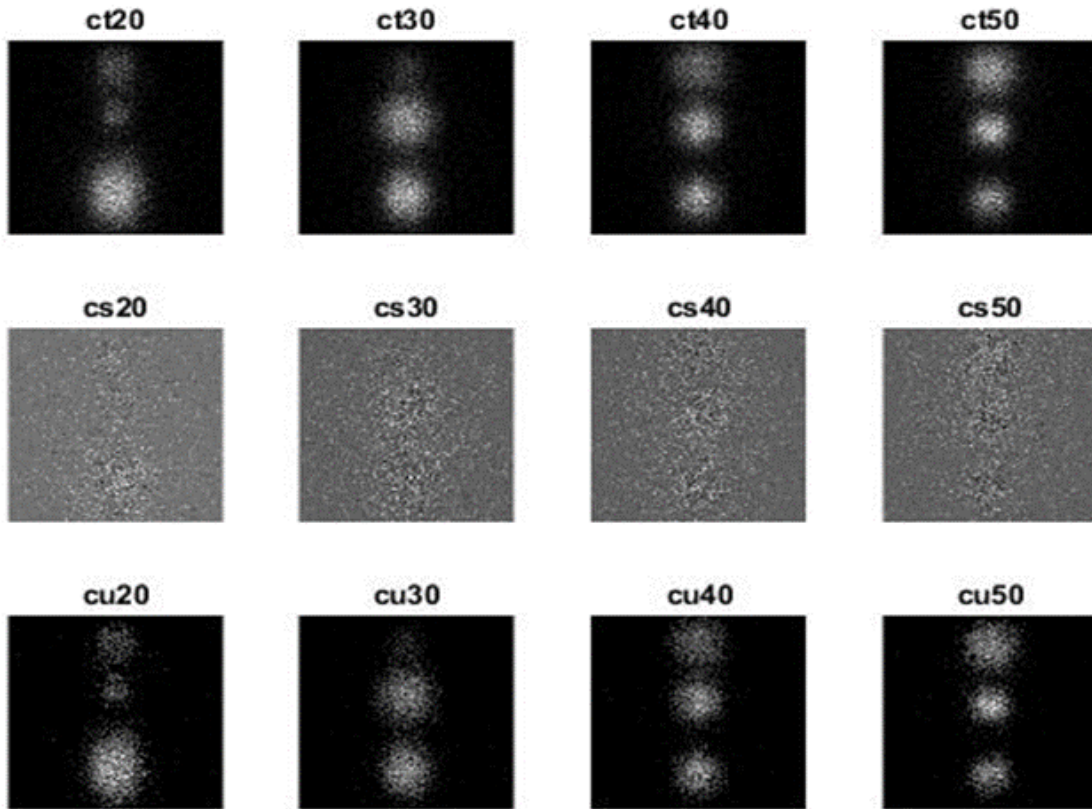
۳. نتایج و بحث

در شکل ۲، تصاویر نگاره‌های شبیه‌سازی شده به کمک کد GATE که مربوط به شمارش‌های اولیه‌ی فوتوپیک (C_{total})، شمارش‌های پراکنده شده‌ی فوتوپیک و شمارش‌های غیر پراکنده‌ی فوتوپیک (نگاره‌ی اصلاح شده) با روش TEW نشان داده شده است.

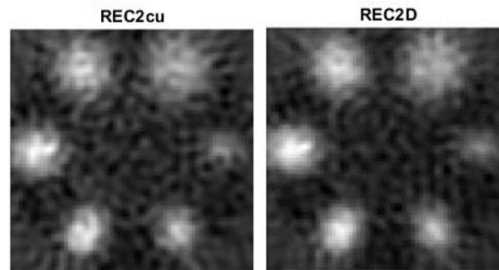
شکل ۳ تصاویر بازسازی شده به روش نگاره برگشتی فیلتر شده را در دو وضعیت اصلاح نشده (شمارش‌های اولیه فوتوپیک) و اصلاح شده به روش TEW، نشان می‌دهد. نتایج کنتراست، مربوط به تصاویر اصلاح نشده و اصلاح شده به روش TEW به همراه درصد اختلافشان در جدول ۱ ذکر شده است. برای به دست آوردن کنتراست کره‌های فانتوم شبیه‌سازی شده در این مطالعه، از رابطه‌ی ۳، استفاده شده است.

$$C_I = \frac{R_1 - R_0}{R_0} \quad (۳)$$

در رابطه ۳، R_0 چگالی شمارش زمینه (محیطی یکنواخت در مجاورت توده)، R_1 چگالی شمارش توده (کره) و C_I کنتراست توده می‌باشد [۷]. نتایج حاصل از کنتراست در جدول نشان می‌دهد که روش اصلاحی بررسی شده در این مطالعه موجب افزایش چشمگیری در کیفیت تصاویر مربوط به تمام کره‌ها شده است.



شکل ۲. ردیف اول: نگاره‌های مربوط به شمارش‌های اولیه فوتوپیک، ردیف دوم: نگاره‌های مربوط به شمارش‌های پراکنده شده فوتوپیک و ردیف سوم: نگاره‌های اصلاح شده به روش سه بازه انرژی TEW.



شکل ۳. به ترتیب از راست: تصاویر باز سازی شده به دست آمده از شمارش‌های اصلاح نشده و شمارش‌های اصلاح شده به روش سه بازه انرژی TEW.

جدول ۱. نتایج کنتراست روش سه بازه انرژی TEW.

اختلاف (%)	اصلاح شده	اصلاح نشده	کره‌ها (قطر میلی‌متر)
۴۶,۵۵۳۵	۱۲,۷۷۷۴	۸,۷۱۸۶	۱ (۹,۵ میلی‌متر)
۴۷,۰۷۱۱	۲۰,۷۹۹۹	۱۴,۴۲۷۰	۲ (۱۲,۷ میلی‌متر)
۴۴,۴۸۹۷	۲۵,۳۰۸۳	۱۷,۵۱۵۷	۳ (۱۵,۹ میلی‌متر)
۳۸,۲۵۹۲	۲۴,۷۶۲۷	۱۷,۹۱۰۴	۴ (۱۹,۱ میلی‌متر)
۳۵,۳۱۱۶	۱۹,۰۸۸۲	۱۴,۱۰۶۸	۵ (۲۵,۴ میلی‌متر)
۳۷,۴۰۳۴	۱۴,۵۶۷۳	۱۰,۶۰۱۹	۶ (۳۱,۸ میلی‌متر)

پراکندگی فوتون‌ها کنتراست تصویر را کاهش داده و در نتیجه امکان تعیین دقیق توزیع اکتیویته را مشکل می‌سازد. با توجه به مطالعات حاصل از شبیه‌سازی، نتایج نشان می‌دهد که کمک الگوریتم‌های اصلاح پراکندگی و البته بهینه سازی آن، می‌تواند کیفیت تصاویر SPECT را که همواره چالشی برای موارد تشخیصی بالینی است، تا حد زیادی بهبود بخشد که در این صورت استفاده از روش‌های تهاجمی برای بیمار تا حد زیادی تقلیل می‌یابد.

نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از روش سه بازه انرژی برای اصلاح پراکندگی در تصویربرداری از رادیوداروی ^{123}I ، به افزایش کیفیت تصاویر کمک شایانی می‌نماید و در مطالعه یاد شده سبب افزایش و بهبود کنتراست تصویر می‌شود. نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که در بهره‌گیری از این روش، کنتراست هم‌ه‌ای کره‌های فانتوم افزایش یافته و این افزایش کنتراست وابسته به ابعاد کره‌ها متفاوت می‌باشد و بیشترین افزایش کنتراست مربوط به کره به قطر ۱۲/۷ میلی‌متر، با درصد اختلاف ۴۷/۰۷۱۱ می‌باشد و کم‌ترین افزایش کنتراست مربوط به کره به قطر ۲۵/۴ میلی‌متر، و با درصد اختلاف ۳۵/۳۱۱۶ می‌باشد.

می‌توان این روش را در شرایط آزمایشگاهی نیز انجام داده و بررسی کرد.

۴. مراجع

1. W.P. Segars, Development and application of the new dynamic NURBS-based cardiac-torso (NCAT) phantom, Ph.D. thesis, University of North Carolina, 2001.
2. M. Noori Asl, Investigation of Performance of the Scatter Correction Methods in Qualitative Improvement of Images Obtained from SPECT, Ph.D. thesis, University of Guilan, 2014. (In Persian)
3. A. Sattari et al. Formulation of Sodium Iodide ($\text{Na } 123\text{I}$) Oral Capsule, J. of Nuclear Sci. and Tech, **38**, 13-17 (2007). (In Persian)
4. A.A. Dobbeleir et al. Influence of high-energy photons on the SPECTrum of iodine-123 with low- and medium-energy collimators: consequences for imaging with 123I-labelled compounds in clinical practice, European Journal of Nuclear Medicine, **26** (6), 655-658 (1999).
5. J.P. Islamian et al. Simulation of a Quality Control Jaszczak Phantom with SIMIND Monte Carlo and Adding the Phantom as an Accessory to the Program, Iranian Journal of Medical Physics, **9** (2), 135-140 (2012).
6. I. Buvat, Comparative assessment of nine scatter correction methods based on the SPECTral analysis using Monte Carlo simulations, J. Nucl. Med. **38** (8), 1476-1488 (1995).
7. R.J. Jaszczak et al. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons, J Nucl Med. **25**, 893-900 (1984).