



## ارزیابی کمی اصلاح تضعیف و پراکندگی پرتوها در اسکن پرفیوژن قلب به روش با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو ECG-Gated SPECT

سمیه علانی: دانشجوی دکتری فیزیک هسته‌ای، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران  
**اکبر عبدی سرای:** دانشیار مهندسی هسته‌ای راکتور، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران (\* نویسنده مسئول) [ak.abdi@urmia.ac.ir](mailto:ak.abdi@urmia.ac.ir)  
**احمد بیطرفان رجبی:** استاد مرکز آموزشی تحقیقاتی و درمانی قلب و عروق شهیدرجایی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران  
**محمدعلی عسگری:** دکترای فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران  
**مهسا نوری اصل:** دانشیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

### چکیده

**کلیدواژه‌ها**  
الگوریتم OSEM،  
تصحیح پراکندگی GATE،  
تصحیح تضعیف،  
XCAT  
تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۱۰/۱۷  
تاریخ چاپ: ۱۴۰۱/۱۲/۱۳

**زمینه و هدف:** در پزشکی هسته‌ای می‌توان بجای تحقیق و بررسی بر روی بیمار و یا پردازش تصویر بیمار، تصاویر شبیه سازی شده را مورد بررسی قرار داد. لذا هدف این مطالعه ارزیابی کمی اصلاح تضعیف و پراکندگی پرتوها در اسکن پرفیوژن قلب به روش با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو ECG-Gated SPECT بود.  
**روش کار:** در این مطالعه تأثیر اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی به روش‌های دو پنجره انرژی (DEW) و سه پنجره انرژی (TEW) در تصویربرداری اسپکت قلب مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفت و برای شبیه سازی تصویربرداری اسپکت قلب، از کد اختصاصی شبیه سار مونت کارلو GATE به عنوان سیستم تصویربرداری اسپکت و از فانوم دیجیتال XCAT با توزیع اکتیویته و نقشه تضعیف مطابق با واقعیت برای مدل سازی تنه انسان استفاده شد.  
**یافته‌ها:** مقایسه بهبود کنتراست تصاویر در حالت‌های مختلف اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی نشان می‌دهد که بیشترین کنتراست تصویر از روش (TEW1+AC) با میانگین ۲۵٪ افزایش حاصل می‌شود و MSE در حالت‌های مختلف اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی در مقایسه با تصویر مرجع از ۵۱/۵٪ تا ۵۴/۵٪ کاهش یافته بود. MSE در مقایسه با تصویر مرجع از ۱/۴ در Un\_Cor تا ۱/۱۵، ۱/۱۳، ۱/۱۲ و ۱/۱۴ به ترتیب در AC+TEW1، AC+DEW، AC و AC+TEW2 کاهش یافت و نسبت سیگنال به نویز (SNR) در تمام روش‌های اعمال اصلاح پراکندگی همراه با اصلاح تضعیف در مقایسه با اعمال اصلاح تضعیف (AC) تا ۷۱٪ افزایش نشان داد.  
**نتیجه‌گیری:** بر طبق نتایج کمی سازی تصاویر باز سازی شده با بکارگیری اعمال تصحیح پراکندگی همراه با اعمال تصحیح تضعیف امکان پذیر است.

**تعارض منافع:** گزارش نشده است.  
**منبع حمایت‌کننده:** حامی مالی ندارد.

### شیوه استناد به این مقاله:

Alaei S, Abdi Saray A, Bitarafan Rajabi A, Asgari A, Noori Asl M. Quantitative Evaluation of Attenuation and Scattering Correction in Myocardial Perfusion ECG-Gated SPECT Using Monte Carlo Simulation. Razi J Med Sci. 2023;29(12): 12-20.

\*انتشار این مقاله به صورت دسترسی آزاد مطابق با [CC BY-NC-SA 3.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/) صورت گرفته است.

## Quantitative Evaluation of Attenuation and Scattering Correction in Myocardial Perfusion ECG-Gated SPECT Using Monte Carlo Simulation

**Somayeh Alaei:** PhD student of Nuclear Physics, Department of Physics, Faculty of Basic Sciences, Urmia University, Urmia, Iran

**Akbar Abdi Saray:** Associate Professor of Nuclear Reactor Engineering, Department of Physics, Faculty of Basic Sciences, Urmia University, Urmia, Iran (\*Corresponding author) [ak.abdi@urmia.ac.ir](mailto:ak.abdi@urmia.ac.ir)

**Ahmad Bitarafan Rajabi:** Professor, Shahid Rajaee Cardiology Research and Treatment Center, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

**MohammadAli Asgari:** PhD in Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

**Mahsa Noori Asl:** Associate Professor, Department of Physics, Faculty of Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran

### Abstract

**Background & Aims:** Nowadays, imaging of the blood supply of the heart muscle by single photon emission computed tomography (SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography) due to its non-invasive nature and providing information with physiological value and low cost compared to the valuable angiography method. It is highly diagnostic. But these images undergo changes and artifacts under the influence of factors, the result of which is the reduction of the diagnostic accuracy of the images and false positive cases. During the detection process, several physical effects such as attenuation, scattering, and collimator response function affect the frequency of emitted photons; this leads to the destruction of the contrast and as a result of reducing the quantitative and qualitative accuracy of the images. Attenuation, as the most destructive factor of SPECT images, reduces the quality of SPECT images of heart blood supply and reduces the sensitivity of tests related to the diagnosis of coronary artery diseases, and for non-uniform environments, especially in nuclear imaging of chest areas. And the heart is necessary to produce a map of patient attenuation coefficients. The existence of scattered photons is also one of the main factors of error in quantization; the detection of scattered events affects the contrast of the lesions and causes the lack of image resolution and signal-to-noise ratio. Therefore, to correct the attenuation and scattering of the rays in the heart images quantitatively and qualitatively, patterns are needed in SPECT systems. Due to the importance of the topic, various research groups around the world have presented their research and results on correcting the effect of scattering of rays and also correcting the effect of weakening the rays. If there was no limitation of energy resolution, it was easily possible to identify the scattered rays and prevent them from being recorded in the image. Because we know that scattered rays lose energy. Because gamma rays are single energy and their energy amount is completely known. Therefore, each photon with less energy will represent scattered rays, but due to the limited energy resolution of the gamma camera, a range is usually considered on the sides of the main energy, which is called the energy window. It is assumed that the photons recorded in this energy range are primary photons, but in fact, many photons scattered in the body are also recorded in this window. These scattered rays do not carry correct spatial information and lead to a decrease in image resolution and contrast and quantization errors in the image. In nuclear medicine, instead of

### Keywords

OSEM algorithm,  
GATE scattering  
correction,  
Attenuation correction,  
XCAT

Received: 07/01/2023

Published: 04/03/2023

researching and examining the patient or processing the image of the patient, simulated images can be examined. Simulators can provide information about each of the image destruction factors. The purpose of this research is to propose a new method for scattering correction, in this research, a combination of Monte Carlo and modeling is used for the rapid production of scattered views, and in the proposed method, the two-matrix method is used, this method At the stage of generating mathematical views, dispersion is added and this problem leads to the removal of scattered rays. As a result, an image is reconstructed that is free from the effects of attenuation and non-ideal dispersion and leads to an increase in contrast and improvement of power. Detecting waste, increasing the signal-to-noise ratio, and increasing the accuracy of quantification.

**Methods:** In this study, the effect of applying attenuation and dispersion correction using two energy windows (DEW) and three energy windows (TEW) methods in cardiac aspect imaging was investigated and evaluated, and to simulate cardiac aspect imaging, a special code similar to SAR Monte Carlo GATE was used as the SPECT imaging system and XCAT digital phantom with activity distribution and realistic attenuation map was used to model the human trunk.

**Results:** Comparison of image contrast improvement in different modes of attenuation and dispersion correction shows that the highest image contrast is obtained from the (TEW1+AC) method with an average increase of 25% and MSE in different modes of attenuation correction. And the dispersion compared to the reference image was reduced from 51.5% to 54.5%. Compared to the reference image, MSE decreased from 1.4 in Un\_Cor to 1.15, 1.13, 1.12, and 1.14 in AC+TEW1, AC+DEW, AC, and AC+TEW2, respectively, and the signal-to-noise ratio (SNR) increased up to 71% in all methods of applying dispersion correction along with attenuation correction compared to applying attenuation correction (AC).

**Conclusion:** In this study, the effect of attenuation and dispersion correction in 5 non-correction modes, with attenuation correction, attenuation, and dispersion correction using two-window and three-window methods with triangular approximation and three-window with trapezoidal approximation on We evaluated XCAT phantom simulated images and heart muscle perfusion images by SPECT method and 4 different parameters were used to compare and evaluate the images, including profile, contrast, mean squared error (MSE) and signal to noise. According to the results of the quantification of reconstructed images, it is possible to apply dispersion correction along with attenuation correction.

**Conflicts of interest:** None

**Funding:** None

#### Cite this article as:

Alaei S, Abdi Saray A, Bitarafan Rajabi A, Asgari A, Noori Asl M. Quantitative Evaluation of Attenuation and Scattering Correction in Myocardial Perfusion ECG-Gated SPECT Using Monte Carlo Simulation. Razi J Med Sci. 2023;29(12): 12-20.

\*This work is published under CC BY-NC-SA 3.0 licence.

## مقدمه

محدود دوربین گاما معمولاً محدوده‌ای در طرفین انرژی اصلی در نظر گرفته می‌شود که به آن پنجره انرژی گفته می‌شود (۱۰). فرض بر آنست که فوتون‌های ثبت شده در این محدوده انرژی، فوتون‌های اولیه هستند (۱۱)، ولی در واقع بسیاری از فوتون‌های پراکنده شده در بدن نیز در این پنجره ثبت می‌گردد (۱۲). این پرتوهای پراکنده حامل اطلاعات مکانی صحیح نیستند و منجر به کاهش رزولوشن و کنتراست تصویر و خطای کمی‌سازی در تصویر می‌گردند (۱۳). در پزشکی هسته‌ای می‌توان بجای تحقیق و بررسی بر روی بیمار و یا پردازش تصویر بیمار، تصاویر شبیه‌سازی شده را مورد بررسی قرار داد (۱۴). سیمولاتورها قادر هستند، اطلاعاتی راجع به هر یک از عوامل تخریب تصویر را به تنهایی بدهند (۱۵). هدف از این تحقیق پیشنهاد روش جدیدی برای اصلاح پراکندگی می‌باشد، در این پژوهش برای تولید سریع نماهای پراکنده ترکیبی از مونت کارلو و مدل‌سازی بکار گرفته می‌شود و در روش پیشنهادی، از روش دو ماتریسی استفاده می‌شود، در این روش در مرحله تولید نماهای ریاضی پراکندگی اضافه می‌شود و این مسئله منجر به حذف پرتوهای پراکنده می‌شود، در نتیجه تصویری بازسازی می‌شود که عاری از اثرات تضعیف و پراکندگی غیر ایده‌آل است و منجر به افزایش کنتراست، بهبود توان آشکارسازی ضایعات، افزایش نسبت سیگنال به نویز و افزایش صحت کمی‌سازی می‌شود.

## روش کار

برای انجام این مطالعه ابتدا با استفاده از فانتوم دیجیتال XCAT اندام‌های تورسو مدل‌سازی شد به منظور شبیه‌سازی فرایند تصویربرداری اسپکت قلب از شبیه‌ساز مونت کارلوی GATE ورژن ۸/۲ استفاده شد. سیستم تصویربرداری در مطالعه شبیه‌سازی شامل سنتینلاتور NaI(<sup>99m</sup>Tc) با شعاع ۲۵ سانتی‌متر و ضخامت ۰/۹۵ سانتی‌متر. تکنسیوم ۹۹- یک رادیو ایزوتوپ گسیل‌کننده فوتون‌های کم انرژی است، همچنین به دلیل اهمیت تفکیک تصویری از موازی‌ساز کم انرژی با تفکیک بالا (GE-LEHR) با ضخامت ۳/۲۸ سانتی‌متر استفاده کردیم. فانتوم‌های دیجیتال متنوعی فانتوم قلب XCAT برای زن و مرد تولید گردید. برای تولید نماهای شبیه‌سازی شده توسط کد مونت کارلو

امروزه تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب به روش مقطع‌نگاری رایانه‌ای تک فوتونی (SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography) به علت ماهیت غیرتهاجمی و در اختیار قرار دادن اطلاعات با ارزش فیزیولوژیک و هزینه کم نسبت به روش آنژیوگرافی دارای ارزش تشخیصی بسیار بالایی است (۱). اما این تصاویر تحت تاثیر عواملی دستخوش تغییرات و آرتیفکت می‌شوند که نتیجه این آرتیفکت‌ها کاهش صحت تشخیصی تصاویر و موارد مثبت کاذب است (۲). در طی فرآیند آشکارسازی اثرات فیزیکی متعددی از قبیل تضعیف، پراکندگی، تابع پاسخ کولیماتور، فراوانی فوتون‌های گسیل شده را تحت تاثیر قرار می‌دهند؛ این امر منجر به تخریب کنتراست و در نتیجه کاهش دقت کمی و کیفی تصاویر می‌شود (۳). تضعیف به عنوان مهمترین عامل مخرب تصاویر اسپکت باعث کاهش کیفیت تصاویر اسپکت از خونرسانی قلب و کاهش حساسیت آزمایش‌های مربوط به تشخیص بیماری‌های عروق کرونر می‌شود و برای محیط غیریکنواخت به ویژه در تصویربرداری هسته‌ای از ناحیه‌های قفسه سینه و قلب تولید نقشه ضرایب تضعیف بیمار ضروری است (۴). وجود فوتون‌های پراکنده نیز یکی از عوامل اصلی خطا در کمی‌سازی می‌باشد؛ آشکارسازی وقایع پراکنده بر روی کنتراست ضایعات تأثیر می‌گذارد و سبب فقدان قدرت تفکیک تصویر و نسبت سیگنال به نویز می‌شود (۵). بنابراین جهت تصحیح تضعیف و پراکندگی پرتوها در تصاویر قلب از نظر کمی و کیفی در سیستم‌های SPECT به الگوهایی نیاز می‌باشد (۶). به دلیل اهمیت موضوع گروه‌های مختلف تحقیقاتی در سراسر دنیا بر روی تصحیح اثر پراکندگی پرتوها و نیز تصحیح اثر تضعیف پرتوها تحقیق و نتایج خود را ارائه نموده‌اند (۷). در صورتی که محدودیت رزولوشن انرژی وجود نداشت شناسایی پرتوهای پراکنده و ممانعت از ثبت آن‌ها در تصویر براحتی میسر بود (۸). چرا که می‌دانیم پرتوهای پراکنده انرژی از دست می‌دهند. چون پرتوهای گاما تک انرژی می‌باشند و مقدار انرژی آن‌ها کاملاً مشخص است (۹). پس هر فوتون با انرژی کمتر معرف پرتوهای پراکنده خواهد بود ولی با توجه به رزولوشن انرژی

تقریب زد، فوتون‌های پراکنده شده در فوتوپیک از رابطه زیر محاسبه می‌شود (۱۰):

$$S_{pk}(i) = [I_1(i) + I_2(i)] \frac{W}{2W_n}$$

در رابطه بالا در عمل  $I_1(i)$  و  $I_2(i)$  تعداد شمارش‌ها در دو پنجره با پهنای  $28 \text{ keV}$  در حد بالایی و پایینی فوتوپیک و  $W$  نیز پهنای پنجره فوتوپیک و برابر با  $28 \text{ keV}$  است.

تخمین پراکندگی به روش سه پنجره انرژی با تقریب مثلی: در این روش (TEW2) فوتون‌ها در دو پنجره با پهنای باریک جمع‌آوری می‌شود و ترم پراکندگی در فوتوپیک توسط مساحت یک مثلث با ارتفاعی برابر تعداد فوتون‌های پراکنده شده در حد پایینی پنجره فوتوپیک تخمین زده می‌شود، تعداد فوتون‌های پراکنده شده در فوتوپیک از رابطه زیر محاسبه می‌شود (۱۵):

$$S_{pk}(i) = \left\{ \frac{I_{n1}(i)}{W_s} - \frac{I_{n2}(i)}{W_s} \right\} \frac{W_p}{2}$$

$I_{n1}(i)$  و  $I_{n2}(i)$  تعداد شمارش‌ها در پنجره‌ی کمکی چپ و راست  $123-129 \text{ keV}$  و  $150-158 \text{ keV}$  برای پهنای  $W_s$  برابر  $6 \text{ keV}$  و  $8 \text{ keV}$  و  $W_p$  پهنای پنجره فوتوپیک برابر  $28 \text{ keV}$  می‌باشد.

مطالعه بالینی: تصاویر ۳۰ بیمار (۲۱ زن و ۱۸ مرد) با محدوده سنی ۸۱-۴۱ و میانگین سنی  $11/725 \pm 23$  سال با محدوده وزنی ۸۵-۵۱ کیلوگرم و متوسط  $12 \pm 71/257$  کیلوگرم مورد استفاده قرار گرفت. این نماها در ماتریس  $64 \times 64$  و در  $32$  نما در  $180$  درجه در پنجره اصلی و پنجره‌های کمکی توسط سیستم تصویربرداری SEMENS SPECT گرفته شد، نقشه تضعیف توسط نرم افزار دستگاه به روش نگاشت دو خطی تولید گشت این داده‌ها برای بازسازی به روش‌های مختلف و اعمال اصلاحات مورد نظر به کامپیوتر شخصی منتقل شد و تصاویر با روش OSEM3D با  $8$  subset و  $51$  تکرار و اعمال تمامی اصلاحات پراکندگی و تضعیف بازسازی شدند.

به جهت بررسی پارامترها، اسلایس میانی قلب در راستای محور کوتاه قلب انتخاب شد و سپس مسیر

GATE از دو فاننوم اکتیویته قلب و فاننوم تضعیف قلب تولید شده از فاننوم XCAT استفاده شد و سپس خواندن پروجکشن‌های بدست آمده از GATE و همچنین بازسازی تصاویر به روش OSEM3D با  $8$  زیرمجموعه و  $51$  تکرار در نرم افزار MATLAB صورت گرفت که به صورت رابطه زیر بیان می‌شود:

$$f_j^{(k+1)} = \frac{f_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^n a_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{P_i}{\sum_{j=1}^n a_{ij} f_j^{(k)} + kS_i} a_{ij}$$

در این رابطه  $f_j(k)$  مقدار تخمین اولیه،  $n$  تعداد پیکسل‌ها،  $a_{ij}$  درایه‌های ماتریس  $A$  هستند و مبین احتمال ثبت فوتونی هستند که از وکسل  $j$ ام در بدن تابش شود و در پیکسل  $i$ ام از نماها ثبت گردد و همچنین  $k$  مبین تعداد  $S$  مبین توزیع پرتوهای پراکنده می‌باشد. بازسازی‌ها برای  $5$  حالت مختلف اجرا گردید: ۱- بدون اصلاح (Un\_Cor)، ۲- اصلاح تضعیف (AC)، ۳- اصلاح پراکندگی به روش دو پنجره انرژی همراه با اصلاح تضعیف (AC+DEW)، ۴- اصلاح پراکندگی به روش سه پنجره انرژی با تقریب دوزنقه‌ای همراه با اصلاح تضعیف (AC+TEW)، ۵- اصلاح پراکندگی به روش سه پنجره انرژی با تقریب مثلی همراه با اصلاح تضعیف (AC+TEW2).

تخمین پراکندگی به روش دو پنجره انرژی: در این روش (DEW) از یک پنجره انرژی کمکی با پهنای برابر و درست زیر پنجره انرژی اصلی استفاده شد، پنجره اصلی از  $126$  تا  $154$  و پنجره کمکی از  $92$  تا  $125$  کیلو الکترون ولت در نظر گرفته شدند. نماهای بدست آمده در این پنجره کمکی در عدد  $0/5$  ضرب گردید و تصویر تصحیح شده حاصل تفریق تصویر بازسازی شده در پنجره کمکی از تصویر بازسازی شده در پنجره اصلی می‌باشد و تصویر حاصل به عنوان تخمینی از توزیع پرتوهای پراکنده در پنجره اصلی منظور گردید.

تخمین پراکندگی به روش سه پنجره انرژی با تقریب دوزنقه‌ای: در این روش (TEW1) با استفاده از تقریب دوزنقه‌ای فوتون‌ها در دو پنجره با پهنای باریک جمع‌آوری می‌شود و فرض می‌شود که ترم پراکندگی در فوتوپیک را می‌توان به کمک یک سطح دوزنقه‌ای

شکل ۱ تصاویر بازسازی شده به روش OSEM3D از فانتوم قلب را برای یک زن در سه راستای استاندارد قبل و بعد از اصلاح تضعیف و پراکندگی نشان می‌دهد و به لحاظ کمی همانطور که در تصاویر ردیف بالا مشخص است تضعیف باعث شده که اکتیویته دیواره قلب کمتر از مقدار واقعی آن بدست آید.

شکل ۲ پروفایل‌های مربوط به مقادیر پیکسلی تصاویر بازسازی شده از فانتوم XCAT (a) و تصاویر واقعی (b) را در ۲ حالت نشان می‌دهد؛ همانطور که از شکل مشخص است مقادیر عددی مربوط به تصاویر بازسازی شده از فانتوم XCAT با اعمال اصلاحات تضعیف و پراکندگی بر روی منحنی مربوط به مقادیر عددی پیکسل‌ها در حالت مرجع به خوبی منطبق است و اختلاف ناچیز هم مربوط به نویز می‌باشد که در بازسازی تصاویر اجتناب ناپذیر است.

همان طور که نتایج جدول ۱ نشان می‌دهد اعمال تصحیح پراکندگی همراه با تصحیح تضعیف باعث افزایش کنتراست تصاویر گردیده است و تفاوت بین تصویر مرجع و تصویر تصحیح نشده بیشترین میزان است و تفاوت بین تصاویر با اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی با تصویر مرجع کمترین مقدار است. شکل ۲ و جدول ۱ نشان می‌دهد که تصویر بازسازی شده حاصل از اعمال تصحیح تضعیف دارای مقادیر پیکسلی تخمینی اضافی و کنتراست کمتر در مقایسه با تصویر بازسازی شده مرجع به علت حضور پرتوهای پراکنده می‌باشد.

در شکل ۳ مقایسه میانگین مجذورخطا (MSE) در ۲ حالت نمایش داده شده است. مطابق شکل ۳، تصویر بازسازی شده مرجع کمترین نرخ MSE را دارد و تفاوت بین تصاویر مرجع و تصاویر تصحیح نشده بیشترین میزان است و تفاوت بین تصاویر با اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی کمترین مقدار است.

در شکل ۴ مقایسه نسبت سیگنال به نویز در ۲ حالت نشان داده شده است و مطابق شکل ۴، تصویر بازسازی شده مرجع بیشترین میزان سیگنال به نویز را دارد و تفاوت بین تصویر مرجع و تصویر تصحیح نشده بیشترین میزان است و تفاوت بین تصاویر با اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی با تصویر مرجع کمترین مقدار است

دایره شکل رسم شد و ناحیه مورد نظر (ROI) انتخاب شد و ۴ پارامتر مختلف جهت مقایسه و ارزیابی تصاویر بکار گرفته شدند که شامل: کنتراست (Contrast)، پروفایل (Profile)، میانگین مجذور خطا (MSE) و سیگنال به نویز (SNR) می‌باشد و به شرح زیر می‌باشد: پروفایل (Profile): پروفایل افقی توزیع اکتیویته را نشان می‌دهد و جهت بررسی کمی مقادیر پیکسلی در تصاویر فانتوم XCAT و تصاویر واقعی اسلایس میانی قلب در راستای محور کوتاه قلب انتخاب شد و پروفایل خطی از میان اسلایس رسم شد.

کنتراست (Contrast): کنتراست در ناحیه مورد نظر (ROI) از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$C = \frac{\overline{N_{CS}} - \overline{N_{BG}}}{\overline{N_{CS}}}$$

در این رابطه  $N_{CS}$  برابر با میانگین شمارش در هر پیکسل در ناحیه مورد نظر (ROI) می‌باشد و  $N_{BG}$  برابر با میانگین شمارش در هر پیکسل در ناحیه زمینه می‌باشد.

میانگین مجذور خطا (MSE): ارزیابی شباهت بین هر تصویر شبیه سازی شده و تصویر مرجع MSE به صورت میانگین مجذور اختلافات معین شده است و از رابطه زیر محاسبه می‌شود؛ در رابطه زیر  $n_x$  و  $n_y$  تعداد پیکسل‌های هر ردیف و ستون به ترتیب می‌باشند.

$$MSE = \frac{1}{n_x n_y} \sum_{x=1}^{n_x} \sum_{y=1}^{n_y} ((P(x, y) - T(x, y))^2)$$

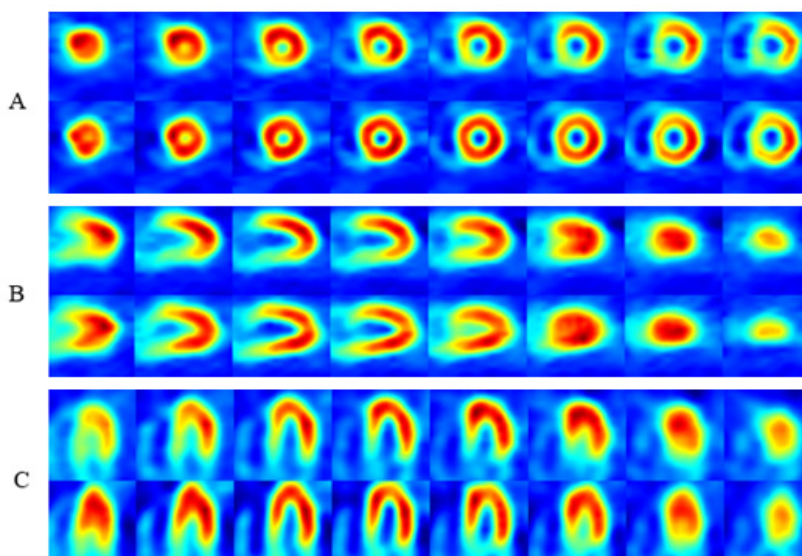
سیگنال به نویز (SNR): در اینجا نسبت سیگنال به نویز (SNR) از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$SNR = \frac{\overline{N_{CS}} - \overline{N_{BG}}}{\delta_{BG}}$$

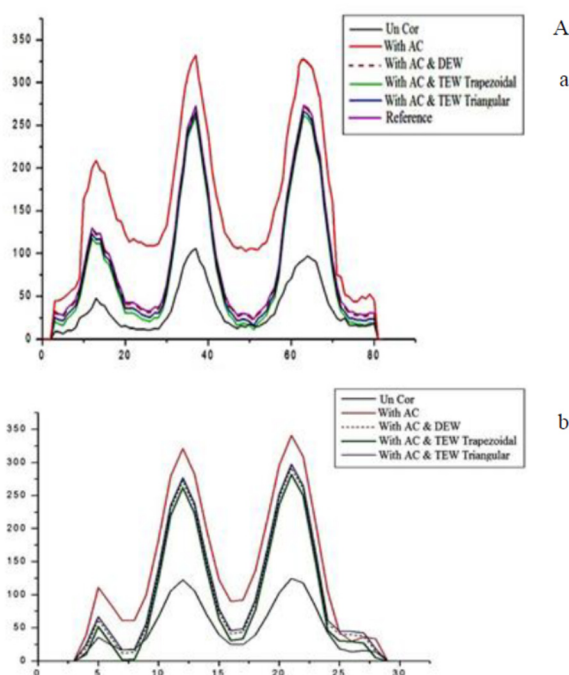
در رابطه فوق  $N_{CS}$  برابر با میانگین شمارش در هر پیکسل در ناحیه مورد نظر (ROI) و  $N_{BG}$  برابر با میانگین شمارش در هر پیکسل در ناحیه زمینه و  $\delta_{BG}$  برابر انحراف استاندارد در ناحیه زمینه می‌باشد.

## یافته‌ها





شکل ۱- تصاویر بازسازی شده از فانتوم قلب زن بدون اصلاح تضعیف و پراکندگی به روش OSEM3D در ردیف بالا و تصاویر اصلاح شده ردیف پایین در سه صفحه استاندارد



شکل ۲- نمودار پروفایل افقی اسلایس میانی تصاویر بازسازی شده حاصل از فانتوم XCAT (a) و تصاویر واقعی (b) در ۲ حالت: عدم اصلاح، با اصلاح تضعیف، اصلاح تضعیف و پراکندگی به روش دو پنجره‌ای و سه پنجره‌ای با تقریب مثلثی و سه پنجره‌ای با تقریب دوزنقه‌ای و تصویر مرجع

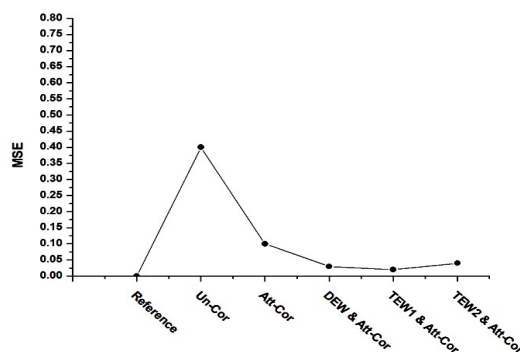
### بحث

در این مطالعه تأثیر اصلاح تضعیف و پراکندگی در ۵ حالت عدم اصلاح، با اصلاح تضعیف، اصلاح تضعیف و پراکندگی به روش دو پنجره‌ای و سه پنجره‌ای با تقریب

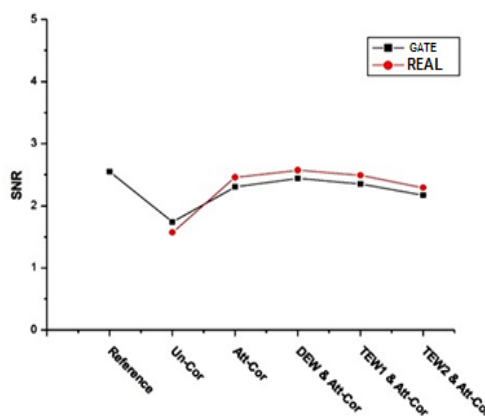
و همچنین تصاویر شبیه‌سازی و تصاویر واقعی قلب توافق خوبی با هم دارند.

**جدول ۱- کنتراست تصاویر بازسازی شده حاصل از عدم اصلاح و با اصلاح تضعیف و اصلاح پراکندگی**

روش‌ها	مرجع	NC	AC	AC+DW	TEW	
					AC+TEW1	AC+TEW2
فانتوم XCAT	۰/۸۵۵	۰/۳۴۱	۰/۸۷۵	۰/۸۲۱	۰/۸۲۴	۰/۸۵۵
تصاویر واقعی	۰/۵۷۷	۰/۷۵۴	۰/۷۵۴	۰/۸۱۵	۰/۸۱۷	۰/۷۵۱



**شکل ۳- میانگین مجذور اختلافات تصاویر بازسازی شده حاصل از فانتوم XCAT برای روش‌های مختلف بازسازی تصویر بدون اصلاح و با اصلاح تضعیف و روش‌های مختلف اصلاح پراکندگی**



**شکل ۴- نسبت سیگنال به نویز در شش حالت در تصاویر شبیه‌سازی و واقعی قلب برای روش‌های مختلف بازسازی تصویر بدون اصلاح و با اصلاح تضعیف و روش‌های مختلف اصلاح پراکندگی**

مربوط به نویز می‌باشد که در بازسازی تصاویر اجتناب ناپذیر است و مقایسه بهبود کنتراست تصاویر در حالت‌های مختلف اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی مطابق نتایج نشان می‌دهد که بیشترین کنتراست تصویر از روش (TEW1+AC) با میانگین ۲۵٪ افزایش حاصل می‌شود و MSE در حالت‌های مختلف اعمال تصحیح تضعیف و پراکندگی در مقایسه با تصویر مرجع از ۵۱/۵ درصد تا ۵۴/۵ درصد کاهش یافته بود. MSE در مقایسه با تصویر مرجع از ۱/۴ در Un\_Cor تا ۱/۱۳، ۱/۱۲ و ۱/۱۴ به ترتیب در AC+DEW، AC+TEW1،

مثلی و سه پنجره‌ای با تقریب دوزنقه‌ای بر روی تصاویر شبیه‌سازی شده فانتوم XCAT و تصاویر خونرسانی عضله قلب به روش اسپکت ارزیابی نمودیم و ۴ پارامتر مختلف جهت مقایسه و ارزیابی تصاویر بکار گرفته شدند که شامل: پروفایل، کنتراست، میانگین مجذور خطا (MSE) و سیگنال به نویز می‌باشد. همانطور که مشخص است مقادیر عددی مربوط به تصاویر بازسازی شده از فانتوم XCAT با اعمال اصلاحات تضعیف و پراکندگی بر روی منحنی مربوط به مقادیر عددی پیکسل‌ها در حالت مرجع به خوبی منطبق است و اختلاف ناچیز هم



Instrumentation, Acquisition, Processing, and Interpretation. *J Nucl Cardiol*. 2018;25(5):1784-1846.

9. Gong P, Almasian M, van Soest G, de Bruin D, van Leeuwen T, Sampson D, et al. Parametric imaging of attenuation by optical coherence tomography: review of models, methods, and clinical translation. *J Biomed Opt*. 2020;25(4):1-34.

10. Hutton BF, Buvat I, Beekman FJ. Review and current status of SPECT scatter correction. *Phys Med Biol*. 2011;56(14):R85-112.

11. Pretorius PH, van Rensburg AJ, van Aswegen A, Lötter MG, Serfontein DE, Herbst CP. The channel ratio method of scatter correction for radionuclide image quantitation. *J Nucl Med*. 1993;34(2):330-5.

12. Axelsson B, Msaki P, Israelsson A. Subtraction of Compton-scattered photons in single-photon emission computerized tomography. *J Nucl Med*. 1984;25(4):490-4.

13. Cade SC, Arridge S, Evans MJ, Hutton BF. Use of measured scatter data for the attenuation correction of single photon emission tomography without transmission scanning. *Med Phys*. 2013;40(8):082506.

14. Pan TS, King MA, Luo DS, Dahlberg ST, Villegas BJ. Estimation of attenuation maps from scatter and photopeak window single photon-emission computed tomographic images of technetium 99m-labeled sestamibi. *J Nucl Cardiol*. 1997;4(1 Pt 1):42-51.

15. Bokulić T, Vastenhouw B, de Jong HW, van Dongen AJ, van Rijk PP, Beekman FJ. Monte Carlo-based down-scatter correction of SPECT attenuation maps. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2004;31(8):1173-81.

AC و AC+TEW2 کاهش یافته است و نسبت سیگنال به نویز (SNR) در تمام روش‌های اعمال اصلاح پراکندگی همراه با اصلاح تضعیف در مقایسه با اعمال اصلاح تضعیف (AC) تا ۷۱٪ افزایش را نشان می‌دهد.

### نتیجه‌گیری

بر طبق نتایج کمی‌سازی تصاویر بازسازی شده با بکارگیری اعمال تصحیح پراکندگی همراه با اعمال تصحیح تضعیف امکان‌پذیر است.

### References

1. Alqarni MS, Bukhari ZM, Abukhodair AW, Binammar DY, Alzahrani A, Alkahtani A, et al. Diagnostic Value of Single-Photon Emission Tomography Stress Test in Patients With Suspected Coronary Artery Disease in Saudi Arabia. *Cureus*. 2021;13(10):e19071.

2. Dewey M, Siebes M, Kachelrieß M, Kofoed KF, Maurovich-Horvat P, Nikolaou K, et al. Clinical quantitative cardiac imaging for the assessment of myocardial ischaemia. *Nat Rev Cardiol*. 2020;17(7):427-450.

3. Sciaccaluga C, Ghionzoli N, Mandoli GE, Sisti N, D'Ascenzi F, Focardi M, et al. The role of non-invasive imaging modalities in cardiac allograft vasculopathy: an updated focus on current evidences. *Heart Fail Rev*. 2022;27(4):1235-1246.

4. Kitagawa K, George RT, Arbab-Zadeh A, Lima JA, Lardo AC. Characterization and correction of beam-hardening artifacts during dynamic volume CT assessment of myocardial perfusion. *Radiology*. 2010;256(1):111-8.

5. Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S. Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT. *J Nucl Med*. 1993;34(12):2216-21.

6. Celler A, Dixon KL, Chang Z, Blinder S, Powe J, Harrop R. Problems created in attenuation-corrected SPECT images by artifacts in attenuation maps: a simulation study. *J Nucl Med*. 2005;46(2):335-43.

7. Zhang D, Ghaly M, Mok GSP. Interpolated CT for attenuation correction on respiratory gating cardiac SPECT/CT - A simulation study. *Med Phys*. 2019;46(6):2621-2628.

8. P Dorbala S, Ananthasubramaniam K, Armstrong IS, Chareonthaitawee P, DePuey EG, Einstein AJ, et al. Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Myocardial Perfusion Imaging Guidelines: