

ارزیابی روش تصحیح پراکندگی سه پنجره انرژی (TEW) در تاثیر محیط پراکنده سازبر کیفیت و وضوح تصاویر پزشکی هسته‌ای به روش مونت کارلو

افروز عسگری*^(۱) - مصطفی سهراب‌پور^(۱) - علی رضایی^(۲)

^(۱)دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده انرژی، گروه کاربرد پرتوها

^(۲)دانشگاه یزد، دانشکده فیزیک، گروه فیزیک هسته‌ای

چکیده:

تخمین اکتیویته جذب شده در بدن از تصویربرداری پزشکی هسته‌ای بدست می‌آید، اما محیط پراکنده ساز در کیفیت تصاویر موثر است. در مطالعه مونت کارلویی حاضر، به ارزیابی اثر محیط پراکنده ساز (فانتوم RW^۳ و استخوان) بر کیفیت و وضوح تصاویر پزشکی هسته‌ای حاصل از تکنسیوم و ساماریومو جبران آن به روش تصحیح پراکندگی روش سه پنجره‌ای (TEW) پرداخته شد. افزایش فاصله چشمه از کلیماتور دوربین گاما و افزایش ضخامت پراکنده ساز، قدرت تفکیک مکانی و به خصوص وضوح تصویر را کاهش داد. با به کارگیری روش فوق، FWHM و FWTM به ترتیب در تصویربرداری بافت نرم و استخوان به میزان تقریباً ۲۸/۰۳ و ۱۵/۷۲ درصد کاهش و قدرت تفکیک مکانی و وضوح تصاویر پزشکی افزایش می‌یابد.

کلمات کلیدی: دوربین گاما، تصحیح پراکندگی TEW، فانتوم RW^۳ و استخوان، FWHM، FWTM، کد MCNP4C.

۱. مقدمه

فوتون‌های پراکنده شده در پنجره اصلی فوتویک قرار گرفته و باعث کاهش کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای می‌گردد. امروزه تکنیک‌های مونت کارلو برای تراپرد ذرات [۱،۲] بسیار رایج شده است. در مطالعات پیشین به ارزیابی محیط پراکنده ساز بر کیفیت تصاویر حاصل از کلیماتور همگرا [۳] و یا مربعی شکل [۴] پرداخته شده است. در اکثر این مطالعات تصاویر حاصل از بافت نرم است و مطالعه‌ای در زمینه بهبود کیفیت تصاویر به وسیله تصحیح پراکندگی انجام نشده است [۳،۴]. در مطالعه حاضر به بررسی فاصله و ضخامت ماده پراکنده ساز بر کیفیت تصاویر حاصل از کلیماتور هگزاگنال شکل با سوراخ‌های موازی پرداخته شد. ماده پراکنده ساز فانتوم RW^۳ و فانتوم استخوان است. در این کار روش تصحیح پراکندگی سه پنجره انرژی (TEW) برای بهبود کیفیت و وضوح تصاویر پزشکی هسته‌ای به کار گرفته شده است. روش TEW اصلاح شده روش دو پنجره انرژی است. این روش تصحیح پراکندگی به وسیله اوگوا^۲ پیشنهاد داده شده است [۵]. در این کار مقدار فوتون‌های

^۱ Triplet Energy Window

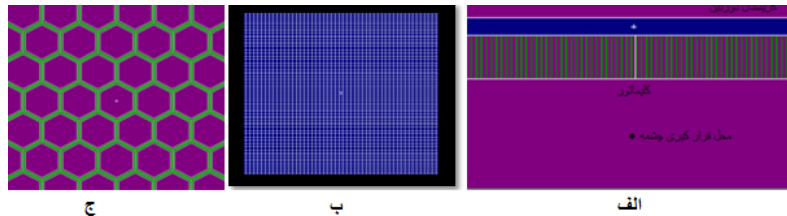
^۲ Ogawa

اصلی در هر پیکسل از تصویر حاصل، محاسبه می‌شود. با در دست داشتن مقدار اصلی فوتون‌ها می‌توان کیفیت تصاویر را بهبود بخشید.

۲. مواد و روش‌ها

۱-۲. شبیه‌سازی دوربین‌گامای ORBITERSCINTRON

دوربین نصب شده در بیمارستان سیدالشهدای اصفهان ORBITER SCINTRON ساخت شرکت MIE Germany توسط کد MCNP4C پیاده سازی گردید. از مهمترین ویژگی‌های این کد قابلیت شبیه‌سازی آشکارساز سوسوزن از طریق تالی F8 و کارت انرژی E8 می‌باشد [۶]. پیکسل‌های کریستال برابر ۴×۴ میلی‌متر انتخاب گردید. شکل ۱ نمایشی از کریستال و دوربین گامای شبیه سازی شده را نمایش می‌دهد.



شکل ۱. الف) دوربین گاما به همراه کلیماتور و کریستال ب) کریستال پیکسل بندی شده ج) همسوساز هگزگنرال

۲-۲. ارزیابی اثر محیط پراکنده ساز بر کیفیت و وضوح تصاویر پزشکی هسته‌ای

اثر محیط پراکنده ساز بر FWHM (معیاری از قدرت تفکیک پذیری) و FWTM (معیاری از وضوح تصویر) بررسی شد. برای ارزیابی اثر محیط پراکنده ساز از یک چشمه خطی از تکنسیوم و ساماریوم و فانتوم RW3 و استخوان استفاده شد. اثرات محیط پراکنده ساز، تابعی از فاصله چشمه و ضخامت پراکنده ساز است. بنابراین، این مطالعه به سه بخش تقسیم خواهد شد. در بخش نخست به بررسی تاثیر افزایش فاصله چشمه تا کلیماتور، در بخش دوم تاثیر افزایش ضخامت ماده و در نهایت دو حالت قبل تلفیق شد و اثر آن بر کیفیت و وضوح تصویر ارزیابی شد.

۲-۳. به کارگیری روش تصحیح پراکنده‌گی TEW به منظور افزایش کیفیت و وضوح تصاویر پزشکی

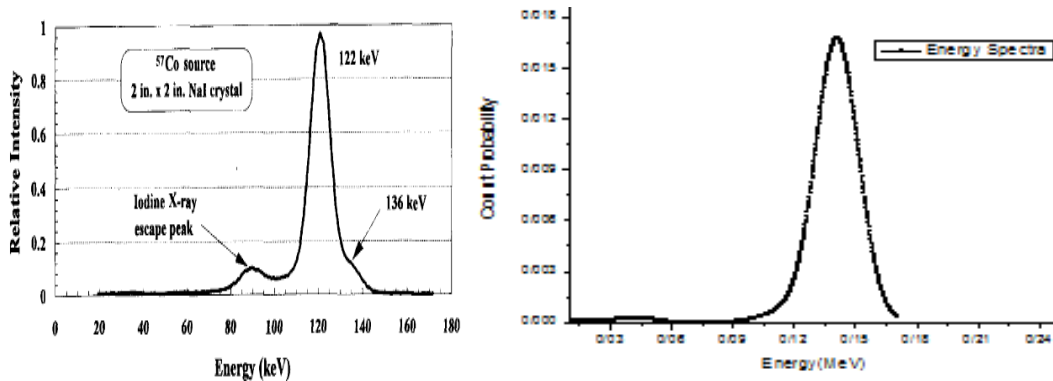
مقدار شمارش کل (C_t) از جمع شمارش فوتون‌های اصلی (C_p) و شمارش فوتون‌های پراکنده شده در پنجره فوتوپیک (C_s) بدست می‌آید. C_s از مقدار فوتون‌های زیر پنجره به مرکز پایین‌ترین سطح انرژی پنجره انرژی اصلی (C_{left}) و مقدار فوتون‌های زیر پنجره به مرکز بالاترین سطح انرژی پنجره فوتوپیک (C_{right}) طبق رابطه ۱ بدست می‌آید.

$$C_s = [(C_{left} / W_{left}) + (C_{right} / W_{right})] \cdot [W_m / 2] \quad (1)$$

W_m پهنای پنجره اصلی به مرکز فوتوپیک، W_{left} و W_{right} به ترتیب پهنای زیر پنجره‌ها به مرکز پایین‌ترین و بالاترین سطح انرژی پنجره انرژی اصلی می‌باشند. پنجره اصلی ۲۰٪ به مرکز ۱۴۰ KeV و زیر پنجره‌ها به پهنای ۳KeV به مراکز ۱۲۶KeV و ۱۵۴KeV انتخاب شد. FWHM و FWTM از تابع خط گستر با برنامه MATLAB محاسبه گردید.

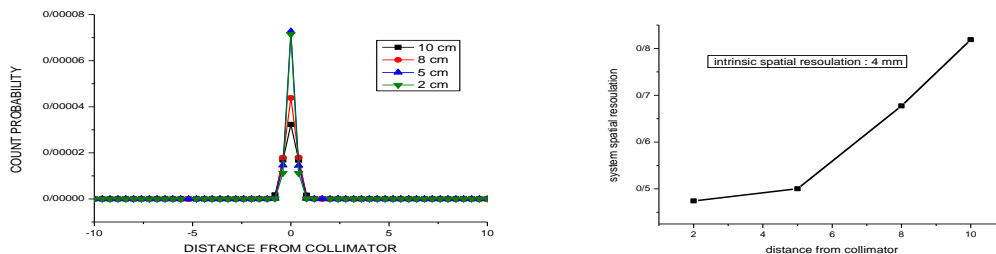
۳. نتایج

شکل ۲ طیف شبیه سازی حاصل از چشمه نقطه‌ای $Tc-99m$ با تابش گاما با انرژی 140 KeV نشان می‌دهد. پیک کم دامنه سمت چپ نیز پیک فرار اشعه‌ی ایکس مربوط به ید می‌باشد. طیف انرژی به دست آمده دارای توافق کامل با طیف انرژی عملی گزارش شده که در شکل ۳ آمده برای این کریستال می‌باشد [۷].



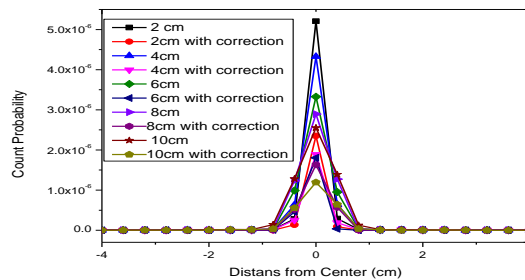
شکل ۲. طیف انرژی حاصل از دوربین گاما برای پرتوهای گاما NaI حاصل از تکنسیموم. شکل ۳. طیف انرژی عملی به دست آمده برای دوربین گامای NaI برای چشمه $Co-57$ [۷].

برای اندازه‌گیری قدرت تفکیک مکانی در فواصل مختلف، چشمه در فواصل ۲، ۵، ۸ و ۱۰ سانتی متری از کلیماتور در هوا قرار گرفت. توابع نقطه گستر و تغییرات FWHM به ترتیب در شکل ۴ و ۵ نشان داده شده است.

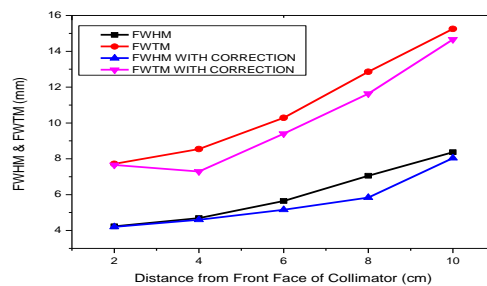


شکل ۴. توابع PSF برای فواصل مختلف چشمه از کلیماتور. شکل ۵- تغییرات قدرت تفکیک مکانی (FWHM) با تغییرات فاصله از سطح کلیماتور

FWHM با افزایش فاصله از کلیماتور افزایش می‌یابد. برای ارزیابی تاثیر فاصله بر کیفیت و وضوح تصویر چشمه خطی را در هوا و در فواصل ۲، ۴، ۶، ۸ و ۱۰ سانتی متری از کلیماتور قرار داده و توابع LSF (Line Spread Function) بدون تصحیح و تصحیح شده به روش TEW به دست آورده شد. شکل ۶ توابع LSF را نشان می‌دهد.

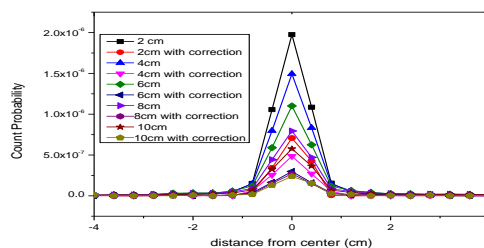


شکل ۶. توابع LSF بدون تصحیح و تصحیح شده در فواصل محوری مختلف از کلیماتور در غیاب پراکنده ساز تغییرات FWHM و FWTM برای حالات فوق در شکل ۷ نشان داده شده است.



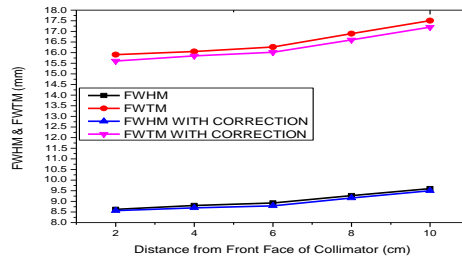
شکل ۷. تغییرات FWHM و FWTM با تغییر فاصله از کلیماتور در غیاب پراکنده ساز در حالت‌های بدون تصحیح و با تصحیح

افزایش فاصله، قدرت تفکیک مکانی و به خصوص وضوح تصویر را کاهش داد. تصحیح پراکندگی بیشتر به بهبود وضوح تصویر کمک می‌کند به طوری که به طور متوسط باعث کاهش ۷/۷ درصدی در مقدار FWHM و ۷/۹۴ درصدی در مقدار FWTM گردید. در مرحله دوم به ارزیابی تاثیر ضخامت پراکنده ساز بر کیفیت و وضوح تصویر و اعمال روش TEW پرداخته شد. چشمه خطی را در فاصله‌ی ۱۰ سانتی متری از کلیماتور قرار داده و در هر مرحله ضخامت فانوموم RW^3 افزایش یافت. توابع LSF تصحیح شده و بدون تصحیح پراکندگی در شکل ۸ آمده است.



شکل ۸. توابع LSF بدون تصحیح و تصحیح شده در فاصله‌ی ۱۰ سانتی متری از کلیماتور با تغییر ضخامت ماده پراکنده کننده

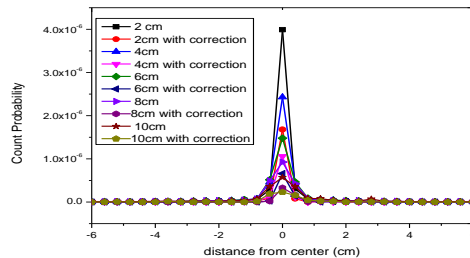
FWHM و FWTM منحنی LSF تصحیح شده و بدون تصحیح در ضخامت های مختلف در شکل ۹ آمده است.



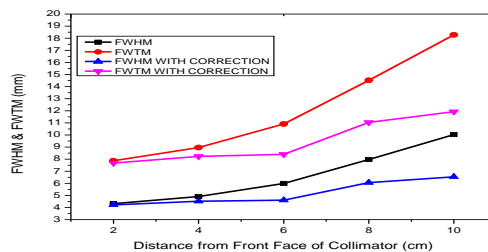
شکل ۹. تغییرات FWHM و FWTM با تغییر ضخامت ماده پراکنده کننده در دو حالت بدون تصحیح و با تصحیح پراکنده‌گی

افزایش FWTM با افزایش ضخامت فانتوم RW^3 ، بیشتر از افزایش FWHM می‌باشد. بنابراین محیط پراکنده ساز اثر قابل توجهی بر روی قدرت تفکیک مکانی ندارد. اما با افزایش ضخامت محیط پراکنده ساز وضوح تصویر کاهش می‌یابد. علت این امر مشارکت بیشتر پرتوهای پراکنده ساز در ساخت تصویر با افزایش ضخامت می‌باشد. روش سه پنجره ای باعث کاهش $1/18$ درصدی در مقدار FWHM و $1/66$ درصدی در مقدار FWTM- گردید.

در آخر، تاثیر ضخامت ماده پراکنده ساز و فاصله به طور همزمان بر کیفیت و وضوح تصویر و اعمال روش TEW بررسی شد. چشمه تکنسیوم در داخل فانتوم RW^3 و در فواصل ۲، ۴، ۶، ۸ و ۱۰ سانتی متری از کلیماتور قرار داده شد. شکل ۱۰ توابع LSF و شکل ۱۱ FWHM و FWTM را در فواصل محوری مختلف را نشان می‌دهد.

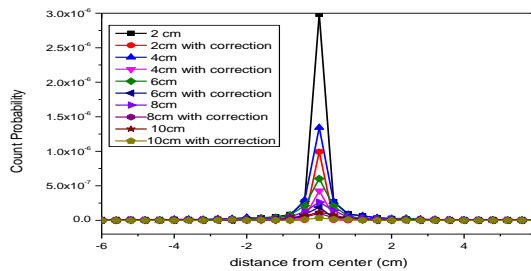


شکل ۱۰. توابع LSF بدون تصحیح و تصحیح شده در فواصل محوری مختلف از کلیماتور در حضور ماده پراکنده کننده

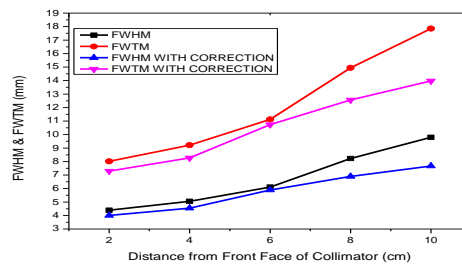


شکل ۱۱. تغییرات FWHM و FWTM با تغییر فاصله از کلیماتور در حضور RW^3 در دو حالت بدون تصحیح و با تصحیح پراکنده‌گی

در حالت فوق، FWHM و FWTM به دلیل تلفیق اثرات فاصله و ضخامت از هر دو حالت قبل بیشتر است. تصحیح پراکندگی مقدار FWHM و FWTM را به میزان ۲۸/۰۳ درصد کاهش داد. در مرحله بعدی، تاثیر ضخامت فانتوم و افزایش فاصله با هم بر روی تصاویر حاصل از فانتوم استخوان و ساماریوم بررسی شد. توابع LSF و FWHM و FWTM مربوط به ساماریوم و فانتوم استخوان به ترتیب در شکل‌های ۱۲ و ۱۳ نشان داده شده است.



شکل ۱۲. توابع LSF بدون تصحیح و تصحیح شده حاصل از ساماریوم در فواصل مختلف از کلیماتور در حضور استخوان



شکل ۱۳. تغییرات FWHM و FWTM با تغییر فاصله از کلیماتور در استخوان در دو حالت بدون تصحیح و با تصحیح

در تصویربرداری از استخوان، روش TEW مقدار FWHM و FWTM را به میزان ۱۵/۷۲ درصد کاهش داد.

۴. بحث و نتیجه گیری

با افزایش فاصله از کلیماتور قدرت تفکیک مکانی و وضوح تصویر کاهش می‌یابد. افزایش FWTM با افزایش ضخامت فانتوم RW^3 ، بیشتر از افزایش FWHM می‌باشد. بنابراین محیط پراکنده ساز اثر قابل توجهی بر روی قدرت تفکیک مکانی ندارد. محیط پراکنده ساز بیشتر در کاهش کنتراست تصویر موثر است. اگر یک چشمه نقطه‌ای بدون بعد را فرض نمایید، تصویر این چشمه دارای پهن شدگی می‌گردد. پرتوهای پراکنده شده به سمت کنارهای تصویر متمایل شده و از مرکز تصویر دور می‌گردند، بنابراین فوتون‌های پراکنده شده در مقدار FWTM موثر هستند. در حالت تلفیق فاصله و ضخامت ماده، مقادیر FWHM و FWTM از هر دو حالت قبل بیشتر است. روش تصحیح پراکندگی TEW در افزایش قدرت تفکیک مکانی و وضوح تصاویر حاصل از فانتوم RW^3 و استخوان به ترتیب با چشمه‌های تکنسیوم-۹۹ و ساماریوم-۱۵۳ به ترتیب به میزان تقریباً ۲۸ و ۱۶ درصد موثر است.

منابع

- [۱] S. Agosteo, C. Birattari, A. Foglio Para, "FLUKA simulations and measurements for a dump for a ۲۵۰ GeV/c hadron beam", *Math. Comput. Simul.*, ۵۵:۳-۱۴, ۲۰۰۱.
- [۲] H.E. Nilsson, E. Dubaric, M. Hjelm, "Monte Carlo simulation of the transient response of single photon absorption in X-ray pixel detectors", *Math. Comput. Simul.* ۶۲ :۴۷۱-۴۷۸, ۲۰۰۳.
- [۳] H. Baghani, A. KamaliAsl, "Monte Carlo Study of Source Distance and Scattering Media Effect on Image Quality of Fanbeam Collimators," *J Med. Phys. Eng.*, ۱۷, ۱:S۵۴, ۲۰۱۱.
- [۴] M. Saripan, K. Wells, M. Petrou, "Design of a Multihole Collimator Gamma Camera Model for use in Monte Carlo Simulation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, ۹, ۴: ۴۳۰-۴۸۱, ۲۰۰۵.
- [۵] O.Koichi, H. Yasuo, I. Takashi, "A Practical Method for Position-Dependent Compton-Scatter Correction in Single Photon Emission CT", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, ۳:۷۷-۸۴, ۱۹۹۱.
- [۶] N. M. Los Alamos National Laboratory, MCNP^۴C: Monte Carlo N-Particle Transport Code System, Los Alamos, ۲۰۰۰.
- [۷] G. Knoll, Radiation Detection and Measurement, Bill Zobrist, ۳۲۵, ۲۰۱۰.