

انتخاب پنجره انرژی بهینه دوربین گاما به منظور تصحیح پراکندگی و تضعیف از دو طریق تجربی و شبیه سازی

عسگری، افروز*^(۱) - سهراب پور، مصطفی^(۱) - شکرانی، پروانه^(۲)

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

^(۲) دانشگاه اصفهان، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی

چکیده

تخمین اکتیویته جذاب شده از طریق تصویربرداری پزشکی هسته‌ای به سختی بدست می‌آید، زیرا چندین پدیده فیزیکی باعث خطا در تعیین آن می‌شود. کسر پراکندگی حاصل از تکنسیوم و ضریب تضعیف خطی در ضخامت‌های مختلف فانتوم RW^3 و در چهار پنجره انرژی متقارن (SW)، غیر متقارن (ASW)، پایینی (WL) و بالایی (WH) از دو طریق شبیه سازی و تجربی محاسبه شد. استفاده از WH در پزشکی هسته‌ای، باعث کاهش کسر پراکندگی می‌شود. ضریب تضعیف خطی محاسبه شده با تغییرات ضخامت فانتوم تقریباً ثابت و نزدیک به مقدار نظری (0.178 cm^{-1}) با خطای $7/07$ می‌باشد. تصحیح تضعیف با اعمال کردن فاکتور تصحیح تضعیف به پروجکشن خام انجام شد. نتایج حاصل از شبیه سازی و تجربی با هم سازگارند.

کلمات کلیدی: دوربین گاما، تصحیح تضعیف و پراکندگی، کسر پراکندگی، ضریب تضعیف خطی، فانتوم RW^3

۱. مقدمه

چندین پدیده بر روی کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای و تعیین مقدار دقیق پرتو زایی تاثیر گذار می‌باشند. در این میان، مهم‌ترین آنها فوتون‌های پراکنده و فوتون‌های تضعیف شده از بدن شخص می‌باشد [۱]. چندین روش برای تصحیح پراکندگی پیشنهاد شده است [۲-۵]. تکنیک‌های مونت کارلو برای تراپرد ذرات [۶،۷] بسیار رایج شده است. روش تصحیح پراکندگی دو پنجره‌ای (DEW)^۱ توسط جاسزکزاک^۲ پیشنهاد شده است [۴]. روش تصحیح پراکندگی بعدی روش سه پنجره‌ای (TEW)^۳ است. این روش تصحیح پراکندگی به وسیله اوگوا^۴ پیشنهاد داده شده است [۳]. روش تصحیح پراکندگی سه پنجره انرژی گسترش یافته (E^oTEW) به منظور بهبود کیفیت و کنتراست تصاویر SPECT توسط جان کیون^۵ پیشنهاد شده است [۵]. در این روش‌ها فقط به تصحیح پراکندگی پرداخته شده است. پنجره انرژی متداول برای تصویربرداری پزشکی هسته ای ۲۰٪ فوتوپیک می‌باشد، که تنها شامل فوتون‌های اولیه نیست. بنابراین در

^۱ Dual Energy Window

^۲ Jaszczak

^۳ Triple Energy Window

^۴ Ogawa

^۵ Extended Triple Energy Window

^۶ Jung-Kyun Bong

اولین مرحله از پژوهش بهتر است که پنجره انرژی بهینه به صورتی انتخاب شود که مقادیر پراکندگی و تضعیف، تصحیح شود. هدف اصلی این پژوهش تخمین کسر پراکندگی و ضرایب تضعیف در پنجره‌های انرژی متفاوت برای ضخامت‌های مختلف از فانتوم RW³ می‌باشد. بخشی از این کار توسط کوچیمو بر روی دوربین گاما GCA-10A انجام شده است [۱۱]. در مطالعه پیشین نتایج حاصل از تجربی است و به تصحیح تضعیف به صورت کیفی پرداخته شده است. در مطالعه حاضر آنالیز طیف به دو صورت تجربی و مونت کارلویی پرداخته شد. تصحیح تضعیف به صورت کمی با اعمال فاکتور تصحیح تضعیف به پروجکشن خام انجام شده است.

۲. مواد و روش‌ها

دوربین گاما با کد MCNP4C شبیه سازی شد، نتایج حاصل از شبیه سازی با داده‌های تجربی مقایسه شد.

۱-۲. شبیه سازی دوربین گاما نصب شده در بیمارستان سیدالشهدای اصفهان

دوربین گاما نصب شده در بیمارستان سیدالشهدا اصفهان، ORBITER SCINTRON است. طبق اطلاعات گرفته شده از MIE Germany جنس کریستال NaI(Tl)، میدان دید ۳۹۰ mm، ضخامت کریستال ۹/۵۲۵mm می‌باشد. کلیماتور انرژی پایین، همه منظوره و سوراخ موازی با طول ۲۴/۱ mm، ضخامت ۰/۲ mm و قطر ۱/۴۵mm می‌باشد.

۲-۲. چشمه مورد استفاده و فانتوم RW³ به عنوان فانتوم پراکنده کننده

چشمه مورد استفاده، استوانه‌ای به شعاع ۰/۰۷ و ارتفاع ۵ سانتی‌متر می‌باشد. فاصله چشمه به پرتو زایی ۱/۹۵mci حاوی Tc-99m تا سر کلیماتور ۲۰cm است. فانتوم RW³ به عنوان فانتوم معادل بافت نرم مورد استفاده قرار گرفت. این فانتوم شامل صفحاتی با ابعاد ۲ × ۳۰ × ۳۰ سانتی‌متر می‌باشد.

۳-۲. روش تصحیح پراکندگی و تضعیف

تأثیر پراکندگی به سمت جلو و پس پراکندگی بر روی فوتوپیک بررسی شد. برای پس پراکندگی فانتوم RW³ به ضخامت ۱۰ سانتی‌متر در پشت چشمه قرار گرفت. برای بدست آوردن نتایج شبیه سازی از تالی f₈ و کارت E₈ استفاده شد. برای بهتر شدن نتایج آماری داده‌ها، از کارت geb در کد MCNP استفاده شده است.

۱-۳-۲. بدست آوردن کسر پراکندگی در ضخامت‌های مختلف در پنجره‌های مختلف دوربین گاما

پنجره‌های انرژی به مرکز فوتوپیک TC-99m تنظیم شده‌اند. این پنجره‌ها (WL(۱۲۶-۱۳۹ KeV)، WH(۱۴۰-۱۵۳ KeV) و (SW (۱۲۶-۱۵۳KeV) و ASW (۱۳۳-۱۵۳KeV) می‌باشد. شمارش کل T(w,d) مجموع فوتون‌های پراکنده شده S(W,d) و پراکنده نشده N(W,d) می‌باشد. با ضریب تضعیف خطی فانتوم μ ، رابطه ۱ را داریم.

$$N(W,d)=N(W,\cdot)\exp(-\mu d)=T(w,\cdot)\exp(-\mu d) \quad (1)$$

کسر پراکندگی، نسبت فوتون‌های پراکنده شده به فوتون‌های پراکنده نشده، از رابطه ۲ بدست می‌آید.

$$SF = \frac{S(w,d)}{N(w,d)} = \frac{T(w,d)-N(w,d)}{N(w,d)} = \frac{T(w,d)}{T(w,\cdot)} \exp(\mu d) - 1 \quad (2)$$

۲-۳-۲. بدست آوردن ضرایب تضعیف در ضخامت‌های مختلف در پنجره‌های مختلف دورین گاما

ضرایب تضعیف از داده‌های طیف انرژی چشمه در پنجره‌های انرژی متفاوت، طبق رابطه ۳ بدست خواهد آمد.

$$\mu_w(d) = 1/d \cdot \ln[T(w,\cdot)/T(w,d)] \quad (3)$$

$\mu_w(d)$ ضریب تضعیف ماده پراکنده کننده با ضخامت d و در پنجره انرژی w می‌باشد، $T(w,\cdot)$ شمارش فوتون‌ها بدون حضور هیچ ماده پراکنده کننده و $T(w,d)$ شمارش فوتون‌ها پس از عبور از فانتوم با ضخامت d می‌باشد.

۲-۳-۳. تصحیح تضعیف با اعمال فاکتور تصحیح تضعیف به پروجکشن گرفته شده از دورین گاما

اگر هر یک از پیکسل‌های بدن معادل ضخامت ۲ سانتی متری از فانتوم RW^3 باشد. اگر پنجره انرژی مناسب (WH) انتخاب شود، مقدار ضریب تضعیف خطی در طول بدن بیمار تقریباً ثابت و برای تمام پیکسل‌ها از بدن بیمار، می‌توان یک ضریب خطی ثابت در نظر گرفت. به وسیله CT از بیمار می‌توان ضخامت بدن شخص (d) را بدست آورد. برای تصحیح تضعیف از الگوریتم filtered backprojection استفاده شد. رابطه ۴ این الگوریتم را نشان می‌دهد.

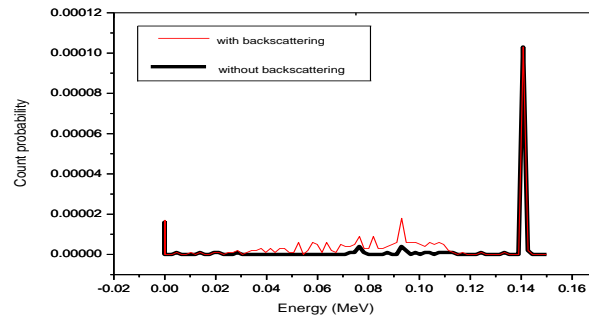
$$A_i = \sum_{k,\theta} f_i^{k,\theta} P^{k,\theta} \Delta \theta \quad (4)$$

A_i مقدار شمارش تصحیح تضعیف شده، $P^{k,\theta}$ جمع اکتویته و یا جمع پرتوهای رسیده شده به دورین از k امین پرتو که تحت زاویه θ تابیده شده می‌باشد. $f_i^{k,\theta}$ فاکتور تصحیح که در رابطه ۵ تعریف می‌شود [۹].

$$f_i^{k,\theta} = 1 / \exp [-\sum_j \mu_j l_j^{k,\theta}] \quad (5)$$

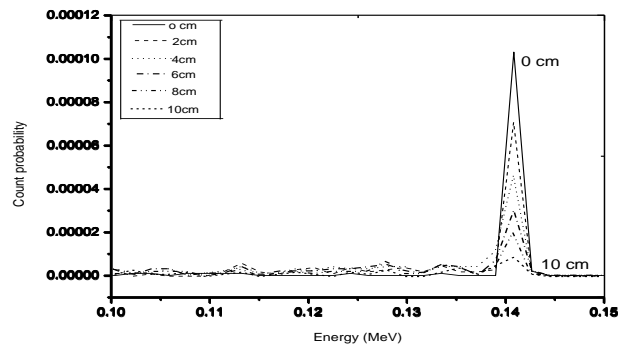
۳. نتایج

طیف انرژی حاصل از شبیه سازی در حالت بدون پراکندگی و پس پراکندگی مطابق شکل ۱ بدست آورده شده است.



شکل ۱. طیف انرژی چشمه $Tc-99m$ بدون ماده پراکندگی و طیف انرژی پس پراکندگی از طریق شبیه سازی

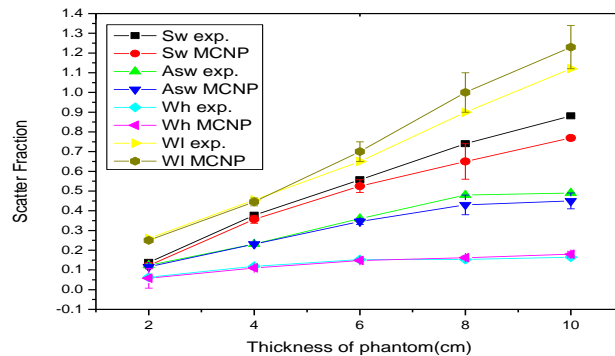
پس پراکندگی در انرژی پایین تر از 120 KeV اتفاق می افتد. طیف انرژی در حالت پراکندگی به سمت جلو، در هر مرحله با افزایش ضخامت صفحات $RW3$ به اندازه 2 سانتی متر بدست آمد.



شکل ۲. طیف انرژی چشمه $Tc-99m$ بدون ماده پراکندگی و طیف انرژی جلو از طریق شبیه سازی
نتایج نشان می دهد که ضخامت ماده پراکنده کننده بر فوتوپیک تأثیر می گذارد. به منظور محاسبه کسر پراکندگی در هر مرحله مطابق شکل ۳ صفحات $RW3$ به ضخامت 2 cm تا ضخامت نهایی 10 cm بر روی چشمه استوانه‌ای قرار داده شد. شکل ۴ کسر پراکندگی در چهار پنجره انرژی بر حسب ضخامت فانتوم از طریق تجربی و شبیه سازی را نمایش می دهد.

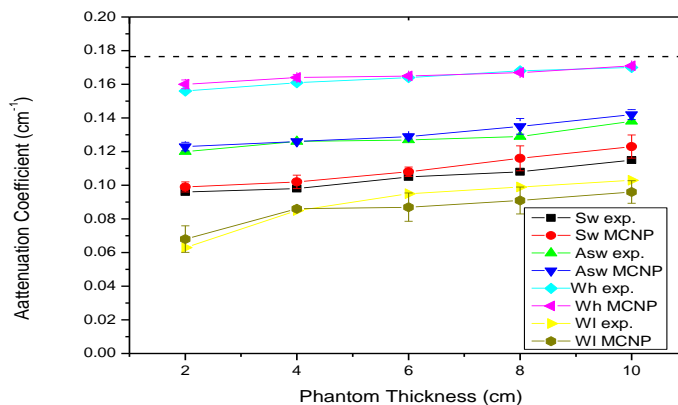


شکل ۳. نمایی از دوربین گامای نصب شده در بیمارستان سیدالشهدا و فانتوم $RW3$



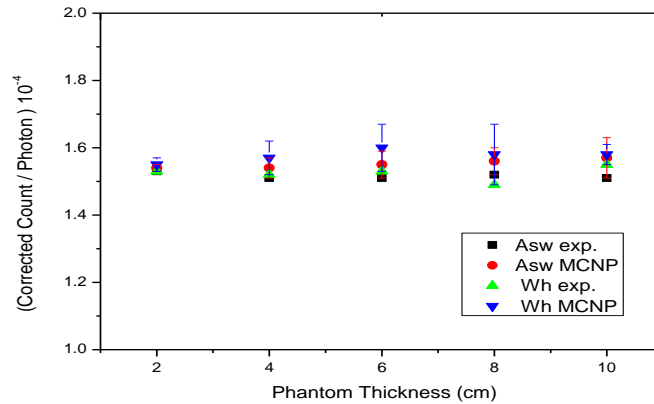
شکل ۴. کسر پراکندگی در چهار پنجره انرژی بر حسب ضخامت فانتوم از طریق تجربی و شبیه سازی

میانگین خطای بین تجربی و شبیه سازی در محاسبه کسر پراکندگی ۶/۳۴ می باشد. شکل ۵ ضرایب تضعیف در چهار پنجره بر حسب ضخامت فانتوم از طریق تجربی و شبیه سازی نشان می دهد، که خطای متوسط ۳/۳۴ است.



شکل ۵. ضرایب تضعیف خطی در چهار پنجره انرژی بر حسب ضخامت فانتوم از طریق تجربی و شبیه سازی

نتایج نشان می دهد که پنجره انرژی بهینه WH و ASW می باشد. شکل ۶ شامل شمارش فوتون های رسیده به دورین گاما در پنجره انرژی WH و ASW با اعمال فاکتور تصحیح می باشد. فاکتور تصحیح تضعیف اعمال شده در پروجکشن خام برای ASW $\exp(\mu(ASW, d) \times d)$ می باشد. برای WH فاکتور تصحیح تضعیف حاصل از نتایج تجربی $\exp(0,164 \times d)$ و حاصل از نتایج شبیه سازی $\exp(0,166 \times d)$ می باشد.



شکل ۶. شمارش تصحیح یافته حاصل از نتایج تجربی و شبیه سازی در ضخامت‌های مختلف فانتوم RW^۳ و در دو

پنجره انرژی بهینه ASW و WH

مقادیر شمارش تصحیح شده در پنجره انرژی WH از مقادیر شمارش تصحیح شده در پنجره انرژی ASW کمی بالاتر است، این بدین دلیل است که طبق شکل ۴ کسر پراکندگی در پنجره انرژی WH کمتر می باشد. متوسط خطای بین نتایج حاصل از شبیه سازی و تجربی ۳/۵۱ درصد می باشد.

۴. بحث و نتیجه گیری

هدف اصلی تصویربرداری پزشکی هسته‌ای به دست آوردن تصویری دقیق از توزیع رادیونوکلئید در بدن بیمار می باشد. اما پراکندگی از بدن بیمار و یا کلیماتور و نیز تضعیف از بدن بیمار باعث خطا می شوند. روش‌های DEW و TEW و ETEW انجام شده در کارهای پیشین [۳-۵]، فقط به تصحیح پراکندگی پرداخته شده است. قبل از انجام هر روشی ابتدا باید پنجره انرژی بهینه که دارای کمترین مقدار فوتون‌های پراکنده شده و نیز قابلیت تصحیح تضعیف دارد، انتخاب گردد. ضریب تضعیف خطی فانتوم در پنجره انرژی WL با تغییرات ضخامت فانتوم، تغییر می کند. این در حالی است ضریب تضعیف خطی فانتوم در پنجره انرژی WH با تغییرات ضخامت فانتوم، تقریباً ثابت است و مقدار آن به مقدار نظری (0.178 cm^{-1}) بسیار نزدیک است، به طوریکه خطای متوسط بین آنها ۷/۰۷ درصد می باشد. این خطا در کار مربوط به کوجیمو در پنجره انرژی WH_۲ (۱۵۳-۱۴۷ KeV) ۱۴ درصد می باشد [۸]. کسر پراکندگی در پنجره انرژی WH بسیار پایین تر است. پنجره انرژی ASW نیز نسبت به پنجره انرژی SW به همان دلایل فوق مناسب تر می باشد. خطای متوسط بین شبیه سازی و تجربی برای کسر پراکندگی و ضریب تضعیف خطی به ترتیب ۶/۳۴ و ۳/۳۴ درصد می باشد. نتایج نشان داد که با تصحیح تضعیف مقدار شمارش تصحیح شده مستقل از هر ضخامت فانتوم RW^۳ می باشد. متوسط خطای بین نتایج حاصل از شبیه سازی و تجربی ۳/۵۱ درصد می باشد.

منابع

- [۱] D. Autret, A. Bitar, L. Ferrer, and M. B. A. Lisbona, "Monte Carlo Modeling of Gamma Cameras for I-¹³¹ Imaging in Targeted Radiotherapy," *Cancer Biotherapy & Radiopharmaceuticals*, ۲۰, ۱: ۷۷-۸۴, ۲۰۰۵.
- [۲] P. Bloch, Sanders. "Reduction of effects of scattered photons on a sodium iodine imaging system", *J Nucl Med*, ۲۵:۶۷-۷۱, ۱۹۷۲.
- [۳] 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.
- [۴] N.G. Sakellios, E. Karali, D. Lazaro, "Monte-Carlo simulation for scatter correction compensation studies in SPECT imaging using GATE software package", *J. Nucl. Med.*, ۵۶۹, ۳: ۴۰۴-۴۰۶, ۲۰۰۶.
- [۵] J. Bong, H. Son, J. Lee, "Improved Scatter Correction for SPECT Images: A Monte Carlo Study", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, ۵۲, ۵, ۲۰۰۵.
- [۶] 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.
- [۷] 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.
- [۸] A. Kojima, M. Matsumoto, and M. Takahashi, "Experimental analysis of scattered photons in Tc-^{99m} imaging with a gamma camera," *Annals of Nuclear Medicine*, ۵, ۴:۱۳۹-۱۴۴, ۱۹۹۱.
- [۹] Z. Cho, J. Jones, M. Singh, "Foundations of Medical Imaging", *John Wiley & sons Inc.*, ۱۹۹۳.