



ارزیابی کمی اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

حمیدرضا باغانی^۱؛ حسن، توکلی*^۲؛ سید محمودرضا، آقامیری^۱

^۱دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، گروه پرتوپزشکی

^۲دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله(عج)، مرکز تحقیقات علوم اعصاب، گروه بیوفیزیک

چکیده

یکی از مهمترین عوامل افت کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای، پراکندگی تابش گسیل شده از رادیودارو در داخل بدن بیمار است. در این پژوهش با استفاده از روش مونت کارلو که یک ابزار قدرتمند و قابل اعتماد برای مدل سازی سیستم‌های پزشکی هسته‌ای می‌باشد، به شبیه سازی یک سیستم پزشکی هسته‌ای پلانار با موازی ساز FanBeam و ارزیابی کمی میزان مشارکت پرتوهای پراکنده از بدن بیمار در شکل گیری تصویر با استفاده از توابع LSF و MTF پرداخته شده است. نتایج حاصل از این کار نشان داد که پراکندگی تابش از بدن بیمار بیشتر وضوح (کانتراست) تصویر را تحت تاثیر قرار می‌دهد و تاثیر زیادی بر روی قدرت تفکیک مکانی تصاویر حاصل از این روش تصویربرداری نخواهد داشت.

کلید واژگان: پراکندگی تابش، کیفیت تصویر، موازی ساز FanBeam، شبیه سازی مونت کارلو

مقدمه

به طور کلی یکی از مهمترین اهداف در تصویربرداری پزشکی بهبود کیفیت تصویر و تشخیص بهتر ناهنجاری موردنظر می‌باشد. یکی از مهمترین روش‌های تصویربرداری برای این منظور پزشکی هسته‌ای می‌باشد که در آن به ارزیابی چگونگی توزیع سلول های تومورال پرداخته می شود [۱] که از این تصاویر هم می‌توان برای مقاصد تشخیصی و هم در سیستم‌های طراحی درمان، هنگام تلفیق با دیگر مدالیتی های تصویربرداری مثل سی تی اسکن، [۲، ۳] برای مقاصد درمانی استفاده نمود. بنابراین با افزایش کیفیت این تصاویر می‌توان صحت و دقت درمان یا تشخیص را افزایش داد. با توجه به اینکه مهمترین برهمکنش پرتوها با بدن پراکندگی کامپتون می‌باشد [۴]، یکی از مهمترین عوامل افت کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای، پراکندگی و جذب پرتوهای گسیل شده از داخل بدن بیمار است. یکی از عوامل موثر در کاهش میزان مشارکت پرتوهای پراکنده، موازی ساز مورد استفاده است. البته استفاده از موازی ساز در پزشکی هسته‌ای به منظور داشتن داشتن تصویر، امری اجتناب ناپذیر است، اما به طور ذاتی مقداری از این پرتوهای پراکنده را نیز حذف می نماید. یکی از موازی سازهای مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای موازی ساز FanBeam است که در واقع ترکیبی از یک موازی ساز همگرا و یک موازی ساز حفره موازی می‌باشد تا بتوان به طور همزمان از ویژگی‌های هر دو موازی ساز استفاده



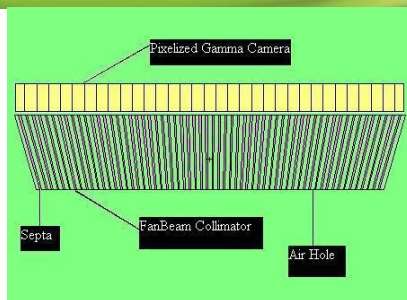
نمود. بنابراین علت اصلی استفاده از موازی سازهای FanBeam در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای بهبود قدرت تفکیک مکانی و افزایش کیفیت تصویر است. کارهای زیادی در زمینه استفاده و کاربرد موازی سازهای FanBeam در پزشکی هسته‌ای انجام شده است، اما در اکثر کارهای انجام شده در این زمینه به نقش و میزان مشارکت پراکندگی تابش از بدن بیمار در کیفیت تصاویر حاصل از این نوع موازی ساز پرداخته نشده است. در این پژوهش با استفاده از روش مونت کارلو که یک ابزار قدرتمند و قابل اعتماد برای مدل سازی سیستم‌های پزشکی هسته‌ای می‌باشد [۵]، به شبیه سازی یک سیستم پزشکی هسته‌ای پلانار با موازی ساز FanBeam و ارزیابی کمی میزان مشارکت پرتوهای پراکنده از بدن بیمار در شکل گیری تصویر با استفاده از توابع LSF^1 و MTF^2 پرداخته شده است.

روش کار

در این پژوهش رفتار یک سیستم پزشکی هسته‌ای پلانار به همراه موازی ساز FanBeam به منظور ارزیابی میزان مشارکت پرتوهای پراکنده در کیفیت تصویر، شبیه سازی گردید. برای این کار از کد مونت کارلوی MCNP4C استفاده شد. برای شبیه سازی دقیق یک موازی ساز FanBeam، ابتدا توسط روش‌های تحلیلی معادلات حاکم بر نحوه چرخش حفره‌های موازی ساز نسبت به حفره مرکزی محاسبه و در هر مرحله با تعویض پارامترها میزان زاویه چرخش حفره‌های موازی ساز بدست آمد. سپس با وارد کردن این زوایا در بخش هندسه کد مونت کارلوی MCNP هندسه موازی‌ساز ذکر شده مدل سازی گردید. قابل ذکر است که موازی ساز شبیه سازی شده در راستای محور X همگرا و در راستای محور Y حفره موازی بود. دوربین گامای شبیه سازی شده نیز یک کریستال سوسوزن یدور سدیم به ضخامت ۰/۹۵۲۵ سانتی متر بود. با توجه به اینکه کد MCNP توانایی ترابرد فوتون‌های نوری تولید شده توسط فرآیند سوسوزنی در داخل کریستال را ندارد، دوربین به پیکسل‌هایی با ابعاد مشخص تقسیم‌بندی گردید تا اثرات پهن‌شدگی نور مرئی در داخل کریستال و قدرت تفکیک مکانی ذاتی دوربین نیز در اندازه‌گیری‌ها در نظر گرفته شود. به دلیل اینکه قدرت تفکیک مکانی ذاتی اکثر دوربین‌های گاما در حدود ۴ میلی‌متر است [۶]، ابعاد این پیکسل‌ها برابر ۴×۴ میلی‌متر در نظر گرفته شد. سیستم تصویربرداری پلانار شبیه سازی شده در شکل ۱ نشان داده شده است.

¹ Line Spread Function

² Modulated Transfer Function



شکل ۱- نمای مقطعی از مدل هندسی سیستم تصویربرداری پلانار شبیه سازی شده

روش معمول برای ارزیابی کیفیت و وضوح تصاویر پزشکی هسته‌ای در مختصات مکانی اندازه‌گیری تابع خط گستر (LSF) سیستم تصویربرداری می‌باشد. این پارامتر به صورت توزیع شدت تابش در تصویر حاصل از یک چشمه خطی در جهت عمود بر راستای چشمه تعریف می‌گردد [۱]. برای تخمین LSF سیستم، یک چشمه خطی ^{99m}Tc بدون ضخامت در امتداد محور Y و در مقابل دوربین همراه با موازی ساز قرار گرفت و تعداد پالس‌های ثبت شده در پنجره انرژی مورد نظر توسط پیکسل‌های ردیف مرکزی دوربین گاما در راستای محور X محاسبه گردید. سپس منحنی LSF از طریق رسم تعداد پالس‌های ثبت شده بر حسب تابعی از مختصات مرکز پیکسل‌های تحت مطالعه بدست آمد. پنجره انرژی در تمام اندازه‌گیری‌های مربوط به LSF برابر ۲۰٪ و مرکز آن در ۱۴۰ keV در نظر گرفته شد [۷]. برای ارزیابی پاسخ سیستم در حوزه فرکانس مکانی از مفهوم تابع تغییر انتقال (MTF) استفاده گردید. MTF نشان دهنده پاسخ سیستم در فضای فرکانس مکانی است و در واقع معادلی برای LSF در مختصات مکانی به شمار می‌رود [۴]. معمول ترین روش برای بدست آوردن MTF، اعمال تبدیل فوریه به LSF مطابق معادله ۱ می‌باشد [۱]:

$$MTF(f) = c \left| FT \{ LSF(x) \} \right| \quad (1)$$

که در این معادله $FT \{ \}$ تابع تبدیل فوریه، c ثابت نرمالیزاسیون و x و f به ترتیب نشان دهنده مختصات مکانی و فرکانس مکانی می‌باشند. برای تخمین MTF سیستم ابتدا LSF مربوطه استخراج شد و سپس MTF با استفاده از معادله ۱ محاسبه گردید. به منظور اطمینان از صحت عملکرد پنجره انرژی در نظر گرفته شده و اثرات مربوط قدرت تفکیک انرژی محدود دوربین گاما بر روی پاسخ سیستم، طیف انرژی دوربین گاما برای پرتوهای گامای حاصل از چشمه تکنسیم با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو اندازه‌گیری شد و نتایج حاصل با نتایج بدست آمده توسط اندازه‌گیری عملی مقایسه شد. قابل ذکر است که برای در نظر گرفتن اثرات آماری در پهن شدگی پاسخ انرژی دوربین، پاسخ دوربین با استفاده از کارت ft بر روی توزیع گاوسی با پارامترهای مشخص بایاس گردید.

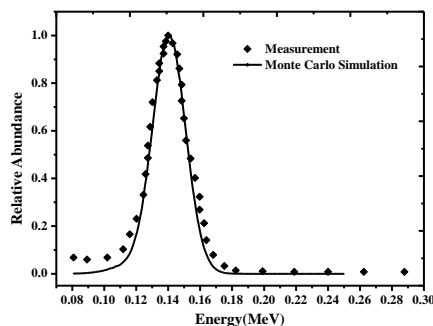
برای ارزیابی میزان مشارکت پرتوهای پراکنده در کیفیت تصاویر حاصل از موازی ساز FanBeam، از یک فانتوم آب با ابعاد ۲۰×۱۵×۳۰ سانتی متر استفاده شد و LSF و MTF در دو حالت مختلف محاسبه شد. در



حالت اول پاسخ سیستم در میدان دید کریستال از طریق اندازه گیری LSF و MTF در فواصل محوری ۲، ۴، ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ سانتی متری از سطح موازی ساز و در عدم حضور فانتوم (محیط پراکنده ساز) محاسبه شد. در حالت دوم چشمه خطی در داخل فانتوم آب قرار داده شد و محاسبات انجام شده تکرار گردید. سپس از طریق مقایسه پاسخ سیستم در این دو حالت، میزان مشارکت پرتوهای پراکنده در کیفیت تصویر مورد ارزیابی قرار گرفت. این کار از طریق اندازه گیری FWHM و FWTM مربوط به LSF در هر فاصله و مقایسه مقادیر آنها در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز انجام گرفت. بعلاوه فرکانس مکانی در یک دهم و نه دهم بیشینه MTF سیستم در هر فاصله نیز برای ارزیابی اثرات مربوط به پراکندگی تابش در حوزه فرکانس مکانی مدنظر قرار گرفت.

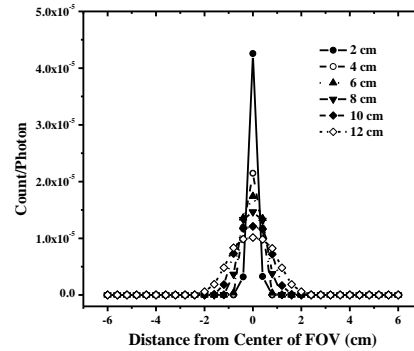
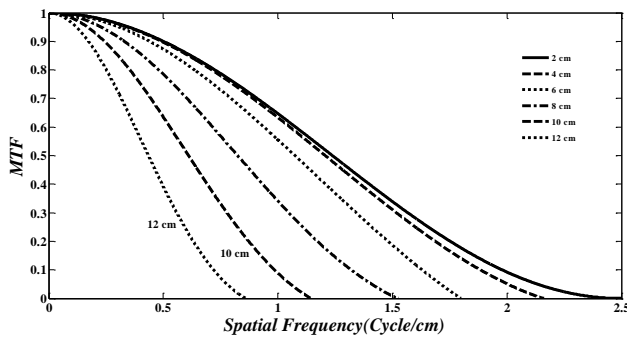
نتایج

طیف انرژی دوربین گامای مورد استفاده در شبیه سازی در شکل ۲ (خط توپر) نشان داده شده است. همانطور که در این شکل ملاحظه می شود، اثرات آماری مربوط تغییر مقدار نور مرئی تولیدشده به ازای فرآیندهای سوسوزنی مختلف به خوبی در این طیف لحاظ شده است که این نتیجه بواسطه اعمال رفتار گاوسی تابع پاسخ دوربین گاما به انرژی تابش در شبیه سازی انجام شده است.

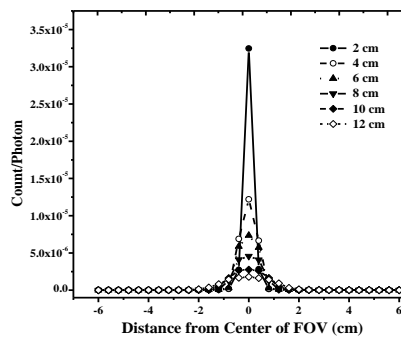
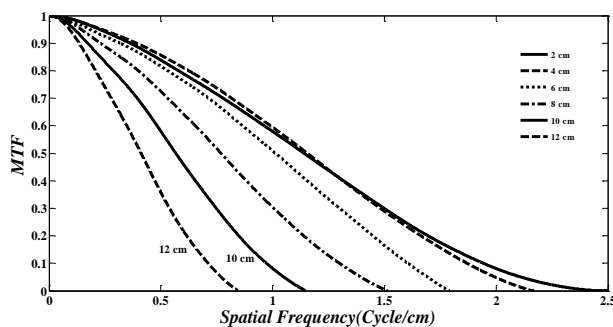


شکل ۲- طیف انرژی دوربین گامای NaI(Tl) برای پرتوهای گامای چشمه تکنسیم با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو و اندازه گیری عملی

همانطور که ملاحظه می شود توافق بسیار خوبی میان طیف حاصل از شبیه سازی و طیف انرژی واقعی مربوط به این دوربین گاما وجود دارد، که این واقعیت تضمین کننده پاسخ صحیح سیستم به انرژی تابش و صحت عملکرد پنجره انرژی در نظر گرفته شده است. نتایج حاصل از اندازه گیری LSF و MTF سیستم به ازای فواصل ۲، ۴، ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ سانتی متری از سطح جلویی موازی ساز در هوا و در آب، به ترتیب در شکل های ۳ و ۴ نشان داده شده است.

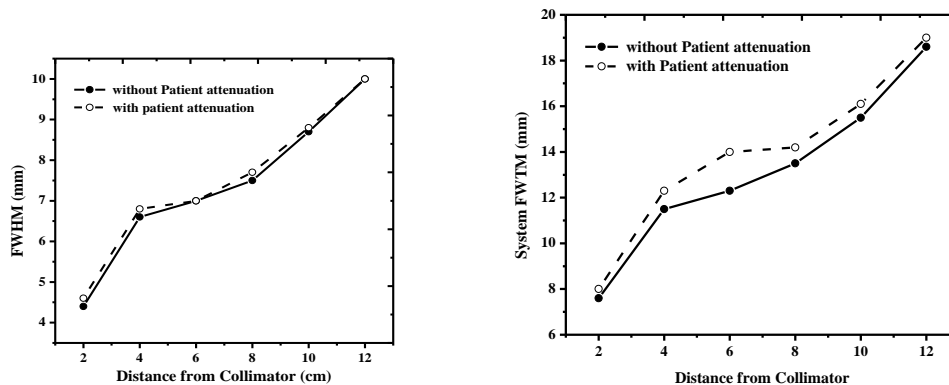


شکل ۳- MTF و LSF سیستم به ازای فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز در عدم حضور محیط پراکنده ساز (هوا)

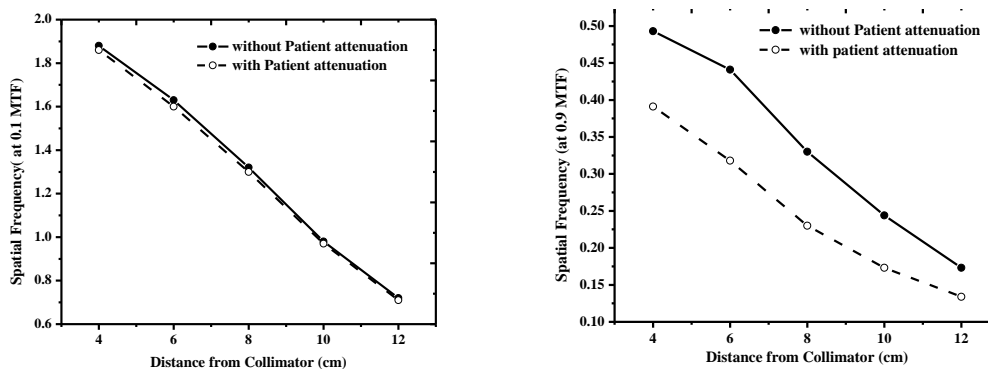


شکل ۴- MTF و LSF سیستم به ازای فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز در حضور محیط پراکنده ساز (آب)

سیس FWHM و FWTM تابع خط گستر (LSF) در هر فاصله، با استفاده از فرآیند درون یابی که پروتوکل توصیه شده توسط استاندارد ۲۰۰۷، NEMA Nu-۱ می باشد [۸]، استخراج گردید و برای ارزیابی میزان تاثیر محیط پراکنده ساز بر روی کیفیت تصویر در مختصات مکانی، این پارامترها در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز در فواصل مختلف با یکدیگر مقایسه شد. شایان ذکر است که تمام نتایج بدست آمده برای اثر بزرگنمایی موازی ساز FanBeam اصلاح شدند. نتایج حاصل از این مقایسه در شکل ۵ نشان داده شده است. برای ارزیابی اثر پراکندگی تابش بر کیفیت تصویر در حوزه فرکانس مکانی، فرکانس مکانی در یک دهم و نه دهم بیشینه MTF در فواصل مختلف در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز استخراج و با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج حاصل از این مقایسه نیز در شکل ۶ نشان داده شده است.



شکل ۵- مقایسه FWHM و FWTM تابع خط گستر سیستم در فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز



شکل ۶- مقایسه فرکانس مکانی سیستم در یک دهم و نه دهم بیشینه MTF در فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز

در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز

بحث و نتیجه گیری

با دنبال کردن روند تغییرات FWHM و FWTM تابع خط گستر سیستم در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز (شکل ۵) در فواصل مختلف، می توان به این نتیجه رسید که پراکندگی تابش از بدن بیمار بیشتر FWTM و در نتیجه وضوح و کانتراست تصویر را تحت تاثیر قرار خواهد داد و تاثیر چندانی بر FWHM تابع خط گستر سیستم که معیاری از قدرت تفکیک مکانی می باشد، نخواهد داشت. با توجه به اینکه قدرت تفکیک مکانی یکی از ویژگی های عملکردی سیستم تصویربرداری است، بدست آوردن چنین نتیجه ای نیز منطقی به نظر می رسد. بیشترین اختلاف میان FWHM تابع خط گستر در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز در فواصل مختلف برابر ۴٪ بدست آمد، در حالی که این اختلاف برای FWTM برابر ۱۳٪ بود. نتایج حاصل از ارزیابی تاثیر پراکندگی تابش بر روی کیفیت تصویر در فضای فرکانس مکانی نشان داد که پراکندگی تابش فرکانس مکانی در نه دهم بیشینه MTF را به طور قابل توجهی تحت تاثیر قرار می دهد، در حالی که فرکانس مکانی در یک دهم بیشینه MTF که معیاری از قدرت تفکیک مکانی در حوزه فرکانس مکانی است، تغییرات مشهودی نخواهد داشت (شکل ۶). بیشترین اختلاف میان فرکانس مکانی در یک دهم بیشینه MTF در حضور



و عدم حضور محیط پراکنده‌ساز کمتر از ۲٪ بدست آمد، در حالی که این اختلاف برای فرکانس مکانی در نه دهم بیشینه MTF برابر ۳۰٪ بود. بنابراین نتایج حاصل ارزیابی پاسخ سیستم در فضای فرکانس مکانی نیز نشان داد که پراکندگی تابش نقش قابل توجهی در قدرت تفکیک مکانی تصاویر پزشکی هسته‌ای نخواهد داشت. بعلاوه با توجه به اختلاف زیاد پارامترهای مورد ارزیابی در فضای فرکانس مکانی، می‌توان گفت که اثرات مربوط به پراکندگی تابش بر روی کیفیت تصویر، در فضای فرکانس مکانی مشهودتر است. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که فرکانس مکانی در نه دهم بیشینه MTF سیستم پارامتر خوبی برای ارزیابی اثرات پراکندگی در حوزه فرکانس مکانی می‌باشد و می‌تواند در مطالعات کمی به عنوان یک معیار مدنظر قرار گیرد.

مراجع

- [۱]- J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidhold, J. M. Boone. The Essential Physics of Medical Imaging. Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins Company, ۲۰۰۲.
- [۲]- M. L. Kessler. Image registration and data fusion in Radiation therapy, Br. J. Radiol. ۷۹(۱):۹۹-۱۰۸, ۲۰۰۶.
- [۳]- S. M. McGuire, S. Zhou, L. B. Marks, M. Dewhirst, F. F Yin, S. K. Das. Methodology for using SPECT for Reduce Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) dose to functioning Lung. Int J Radiant Oncol Biol Phys. ۶۶(۵):۱۵۴۳-۱۵۵۵, ۲۰۰۶.
- [۴]- G. Prekeges. Nuclear Medicine Instrumentation. First Edition. Jones & Barlett Learning, ۲۰۰۹.
- [۵]- H. Zaidi. Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. Med. Phys. ۲۶ (۴):۵۷۴-۶۰۸, ۱۹۹۹.
- [۶]- J. E. Less, G. W. Fraser, A. Keay, D. Bassford, R. Ott, W. Ryder. The High Resolution Gamma Camera Imager(HRGI): a CCD Based Camera for Medical Imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. ۵۱۳(۱-۲):۲۳-۲۶, ۲۰۰۳.
- [۷]- Y. Akiyama, N. Yui. Performance of a Multislice Fan Beam Collimator for SPECT Imaging of the Head. Ann Nucl Med. ۵(۳):۱۱۷-۱۲۱, ۱۹۹۱.
- [۸]- National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU ۱-۲۰۰۷: Performance Measurements of Gamma Cameras. Washington, DC, ۲۰۰۷.