ارزیابی کمی اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصاویر SPECT حاصل از موازی ساز فن بیم با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

حمیدرضا باغانی[۱]، حسن توکلی[*۲]، علی رضا کمالی اصل[۱]

۱) گروه پرتوپزشکی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۲) مرکز تحقیقات علوم اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله(عج)، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۹۳/۲/۱۱ تاریخ پذیرش: ۹۳/۶/۳۰

چکیده

مقدمه: در این کار با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو به ارزیابی کمی اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصاویر SPECT حاصل از موازی ساز فن بیم پرداخته شده است.

مواد و روش ها: برای مدل سازی سیستم تصویربرداری از کد مونت کارلو MCNP4C استفاده گردید. به منظور بررسی میزان تاثیر پراکندگی تابش بر کیفیت تصویر از یک فانتوم آب استفاده شد و تابع خط گستر(LSF) و تابع تغییر انتقال(MTF) در حضور و عدم حضور این محیط پراکنده ساز اندازه گیری و با یکدیگر مقایسه گردید.

یافته های پژوهش: بیشترین اختلاف میان FWHM تابع خط گستر در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز برابر ۴ درصد و برای FWTM برابر ۱۳ درصد به دست آمد. بیشترین اختلاف مربوط به فرکانس مکانی در یک دهم بیشینه MTF در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز کمتر از ۲ درصد و در نه دهم بیشینه MTF برابر ۳۰ درصد بود.

بحث و نتیجه گیری: با توجه به نتایج به دست آمده می توان نتیجه گرفت که محیط پراکنده ساز بیشتر وضوح تصویر را تحت تاثیر قرار می دهد و تاثیر زیادی بر قدرت تفکیک مکانی تصویر نخواهد داشت. به علاوه اثرات ناشی از پراکندگی تابش در فضای فرکانس مکانی مشهودتر است.

واژه های کلیدی: پراکندگی تابش، موازی ساز فن بیم، SPECT، کیفیت تصویر، شبیه سازی مونت کارلو

***نویسنده مسئول:** مرکز تحقیقات علوم اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله(عج)، تهران، ایران

Email: *tavakoli@ibb.ut.ac.ir*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

مقدمه

مهم ترین هدف در تصویربرداری پزشکی، تشخیص بهتر ناهنجاری و چگونگی توزیع آن در داخل بدن می باشد. یکی از روش های تصویربرداری برای این منظور پزشکی هسته - ای(SPECT) است که در آن از طریق تزریق یک رادیوداروی تابش کننده گاما به بیمار و به کار گیری هم زمان یک دوربین گاما به ارزیابی نحوه توزیع ناهنجاری و میزان فعالیت آن پرداخته می شود. عمده ترین برهمکنش تابش با بدن پراکندگی کامپتون می باشد(۱) که یکی از مهم ترین عوامل در افت کیفیت تصاویر پزشکی هسته ای به شمار می رود. یکی از روش های کاهش میزان مشارکت پرتوهای پراکنده در شکل گیری تصویر استفاده از موازی ساز است. البته استفاده از موازی ساز در پزشکی هسته ای به منظور داشتن تصویر، امری اجتناب ناپذیر است، اما استفاده از این ابزار به طور ذاتی مقداری از این پرتوهای پراکنده را حذف می نماید. یکی از موازی سازهای مورد استفاده در پزشکی هسته ای موازی ساز فن بیم است که در واقع ترکیبی از یک موازی ساز همگرا و یک موازی ساز حفره موازی می باشد تا بتوان به طور هم زمان از ویژگی های هر دو نوع موازی ساز استفاده کرد(۲). با توجه به این که این نوع موازی ساز دارای خاصیت بزرگ نمایی ذاتی است، میزان مشارکت قدرت تفکیک مکانی ذاتی دوربین در قدرت تفکیک مکانی سیستم با معکوس ضریب بزرگ نمایی کاهش می یابد(۳). به همین دلیل می توان از این نوع موازی سازها به جای موازی سازهای حفره موازی، به عنوان مثال، برای تصویربرداری از مغز استفاده کرد(۴،۵). بنا بر این علت اصلی استفاده از موازی سازهای فن بیم در تصویربرداری SPECT بهبود قدرت تفکیک مکانی و افزایش کیفیت تصویر است. کارهای زیادی در زمینه استفاده و کاربرد موازی سازهای فن بیم در پزشکی هسته ای انجام شده است(۱۲-۶)، اما در اکثر کارهای انجام شده در این زمینه هیچ گونه اشاره ای به نقش و میزان مشارکت پراکندگی تابش از بدن بیمار در کیفیت تصاویر حاصل از این نوع موازی ساز نشده است. در این پژوهش با استفاده از روش مونت کارلو که یک ابزار قدرتمند و قابل اعتماد برای مدل سازی سیستم های پزشکی هسته - ای می باشد(۱۳)، به شبیه سازی یک سیستم پزشکی هسته ای SPECT به همراه موازی ساز فن بیم پرداخته شده است و اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصاویر حاصل از این سیستم تصویربرداری با استفاده از توابع خط گستر و تغییر انتقال به صورت کمی مورد ارزیابی قرار گرفته است.

مواد و روش ها

شبیه سازی سیستم تصویر برداری SPECT: به منظور ارزیابی میزان مشارکت پرتوهای پراکنده در کیفیت تصویر ابتدا سیستم SPECT مربوط به اسکنر هیبرید Dicovery NM/CT 670 ساخت شرکت General Electric (GE)(۱۴) توسط ویژگی های هندسی و فیزیکی کد مونت کارلو MCNP4C پیاده سازی گردید(۱۵). برای شبیه سازی دقیق موازی ساز فن بیم ابتدا توسط روش های تحلیلی معادلات حاکم بر نحوه چرخش حفره های موازی ساز نسبت به حفره مرکزی محاسبه و در هر مرحله با تعویض پارامترها میزان زاویه چرخش حفره های موازی ساز به دست آمد. قابل ذکر است که موازی ساز شبیه سازی شده در راستای محور X همگرا و در راستای محور Y حفره موازی می باشد. مشخصات موازی ساز شبیه سازی شده در جدول شماره ۱ آورده شده است.

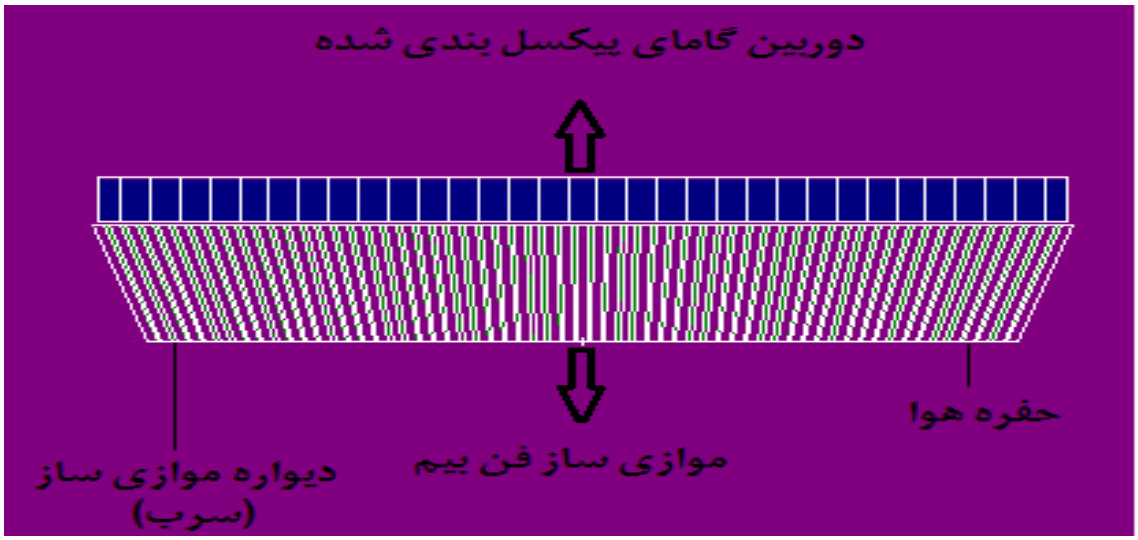
جدول شماره ۱. مشخصات هندسی موازی ساز فن بیم شبیه سازی

ارتفاع (mm)	ضخامت دیواره (mm)	قطر حفره مرکزی (mm)	طول فاصله کانونی (mm)	شکل حفره مرکزی	نوع موازی ساز
۴۰	۰/۲	۱/۵	۳۵۰	شش وجهی	فن بیم

دوربین گامای شبیه سازی شده نیز یک کریستال سوسوزن یدور سدیم(NaI(Tl)) با ضخامت ۰/۳۷۵ اینچ بود. با توجه به این که کد MCNP توانایی ترابرد فوتون - های نوری تولید شده توسط فرآیند سوسوزنی در داخل کریستال را ندارد، دوربین به صورت پیکسل هایی با ابعاد مشخص تقسیم بندی گردید تا اثرات پهن شدگی نور مرئی در داخل کریستال و قدرت تفکیک مکانی ذاتی دوربین گاما نیز در محاسبات در نظر گرفته شود. با

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

توجه به این که قدرت تفکیک مکانی ذاتی اکثر دوربین های گاما در حدود ۴ میلی متر است(۱۶،۱۷)، ابعاد این پیکسل ها برابر ۴×۴ میلی متر در نظر گرفته شد. نمای مقطعی از موازی ساز FanBeam مدل سازی شده به همراه دوربین گاما در شکل شماره ۱ نشان داده شده است.



شکل شماره ۱. نمای مقطعی از سیستم تصویربرداری SPECT شبیه سازی شده به همراه موازی ساز فن بیم

اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصویر: برای ارزیابی میزان مشارکت پرتوهای پراکنده در کیفیت تصاویر حاصل از موازی ساز فن بیم، از یک فانتوم آب با ابعاد ۲۰×۱۵×۳۰ سانتی متر استفاده و LSF و MTF سیستم تصویربرداری در دو حالت مختلف محاسبه شد.

در حالت اول پاسخ سیستم تصویربرداری 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(هوا) محاسبه شد. در حالت دوم چشمه خطی در داخل فانتوم آب قرار داده شد و محاسبات فوق تکرار گردید. برای تخمین LSF یک چشمه خطی ^{99m}Tc بدون ضخامت در امتداد محور Y و در مقابل دوربین همراه با موازی ساز قرار گرفت و تعداد پالس های ثبت شده در پنجره انرژی مورد نظر توسط پیکسل های ردیف مرکزی دوربین گاما در راستای محور X محاسبه گردید. سپس منحنی LSF از طریق رسم تعداد پالس های ثبت شده بر حسب تابعی از مختصات مرکز پیکسل های تحت مطالعه به دست آمد. پنجره انرژی در تمام اندازه گیری های مربوط به LSF برابر ۲۰ درصد و مرکز آن در ۱۴۰ keV در نظر گرفته شد(۱۸). برای تخمین MTF که نشان دهنده پاسخ سیستم تصویربرداری در حوزه فرکانس مکانی است، از معادله شماره ۱ استفاده گردید.

$$MTF(f) = c\left|FT\{LSF(x)\}\right| \qquad (۱)$$

که در این معادله FT{LSF(x)} نشان دهنده تبدیل فوریه، c ثابت نرمالیزاسیون و x و f به ترتیب نشان دهنده مختصات مکانی و فرکانسی می باشند. سپس با 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 آن ها در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز انجام گرفت. به علاوه به منظور ارزیابی اثرات مربوط به پراکندگی تابش در حوزه فرکانس مکانی، فرکانس مکانی در یک دهم و نه دهم بیشینه MTF در هر فاصله نیز در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز محاسبه و با یکدیگر مقایسه گردید. در تمام شبیه سازی - های انجام شده از روش تقسیم هندسه و رولت روسی که یکی از روش های کاهش خطا توسط کنترل جمعیت می - باشد(۱۹)، استفاده گردید تا خطای آماری وابسته به نتایج شبیه سازی به ۲ درصد کاهش یابد.

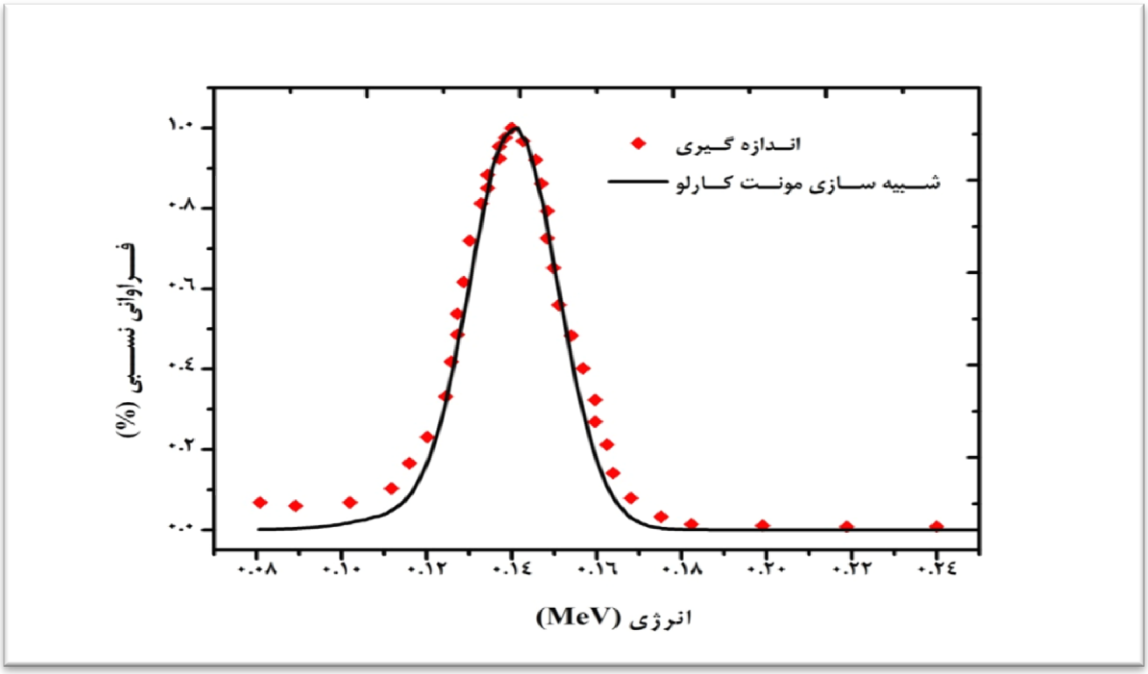
اندازه گیری پاسخ انرژی دوربین گامای یدور سدیم: به منظور اطمینان از صحت عملکرد پنجره انرژی در نظر گرفته شده و با توجه به اثرات قدرت تفکیک انرژی محدود دوربین گاما بر روی پاسخ سیستم تصویربرداری تحت

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

مطالعه، طیف انرژی پرتوهای گامای حاصل از چشمه ^{99m}Tc با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو اندازه گیری و با نتایج به دست آمده توسط اندازه گیری عملی مقایسه شد. برای این کار یک چشمه خطی ^{99m}Tc در فاصله ۱۰ سانتی متری از سطح جلویی دوربین بدون موازی ساز قرار گرفت و طیف انرژی متناظر محاسبه گردید. قابل ذکر است که برای در نظر گرفتن اثرات آماری در پهن شدگی پاسخ انرژی دوربین در هنگام شبیه سازی، پاسخ دوربین بر روی توزیع گاوسی با پارامترهای مشخص تنظیم گردید.

یافته های پژوهش

پاسخ انرژی سیستم تصویربرداری: پاسخ دوربین گامای NaI(Tl) به انرژی پرتوهای گامای حاصل از چشمه ^{99m}Tc در شکل شماره ۲ نشان داده شده است. همان طور که در این شکل ملاحظه می شود، اثرات آماری مربوط به تغییر مقدار نور مرئی تولید شده به ازای فرآیندهای سوسوزنی مختلف به خوبی در این طیف لحاظ شده است که این نتیجه به واسطه اعمال رفتار گاوسی تابع پاسخ دوربین گاما به انرژی تابش در شبیه سازی انجام شده است.

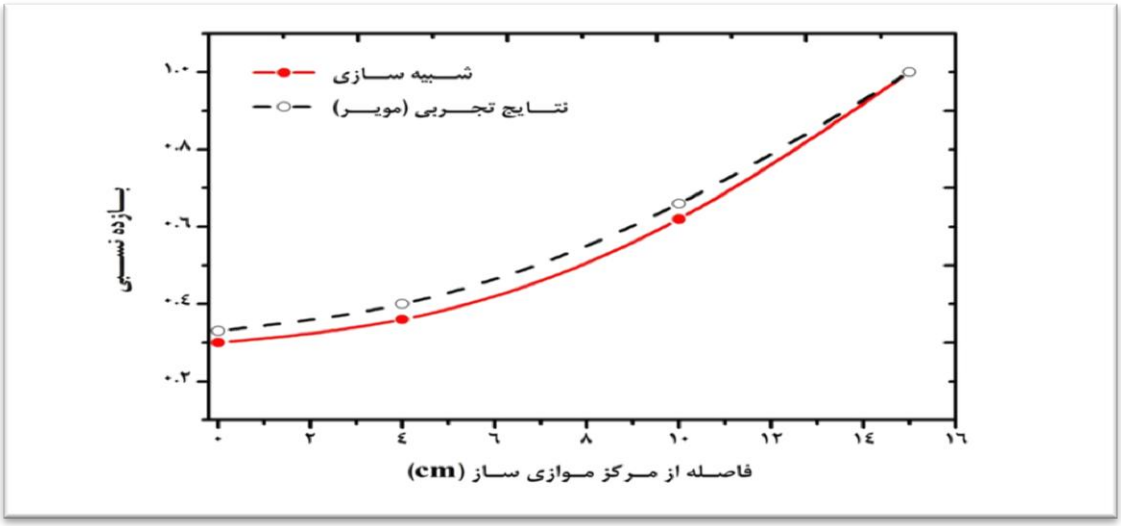


شکل شماره ۲. پاسخ انرژی حاصل از دوربین گامای NaI(Tl) به پرتوهای گامای چشمه mTc99 با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو و اندازه گیری عملی.

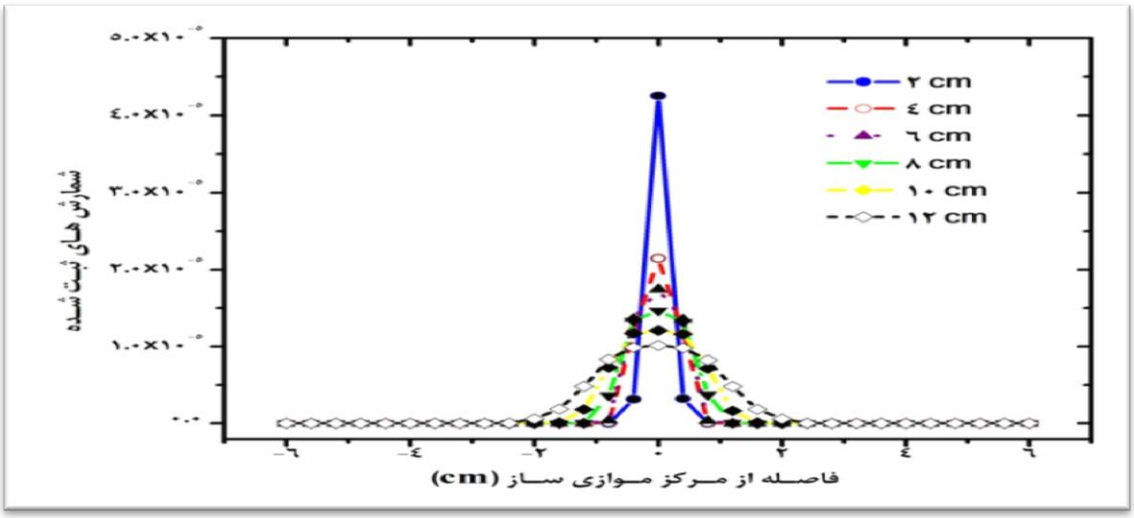
نتایج نشان می دهد که توافق بسیار خوبی میان طیف حاصل از شبیه سازی و طیف انرژی واقعی مربوط به این دوربین گاما وجود دارد، که این واقعیت تضمین کننده پاسخ صحیح سیستم به انرژی تابش و صحت عملکرد پنجره انرژی در نظر گرفته شده است. اختلاف میان نتایج حاصل از شبیه سازی مونت کارلو و اندازه گیری عملی در بخش کم انرژی طیف به دلیل نویزهای الکترونیکی وابسته به ماژول های قرائت سیگنال حاصل از آشکارساز است که در فرآیند شبیه سازی لحاظ نشده است. اعتبارسنجی مدل مونت کارلو شبیه سازی شده: به منظور اعتبارسنجی شبیه سازی انجام شده، بازده سیستم در فواصل محوری صفر، ۴، ۱۰ و ۱۵ سانتی متری از سطح موازی ساز محاسبه شد و با نتایج ارائه شده توسط مویر(۲۰) مقایسه گردید. نتایج حاصل از این مقایسه در شکل شماره ۳ نشان داده شده است. اعداد به دست آمده برای بازده در هر حالت به بیشترین مقدار به هنجار شده اند. بیشترین اختلاف میان نتایج به دست آمده برابر ۶ درصد است. بنا بر این توافق خوبی میان نتایج حاصل از این کار و نتایج به دست آمده توسط مویر وجود دارد که این امر صحت شبیه سازی انجام شده را مورد تایید قرار می دهد.

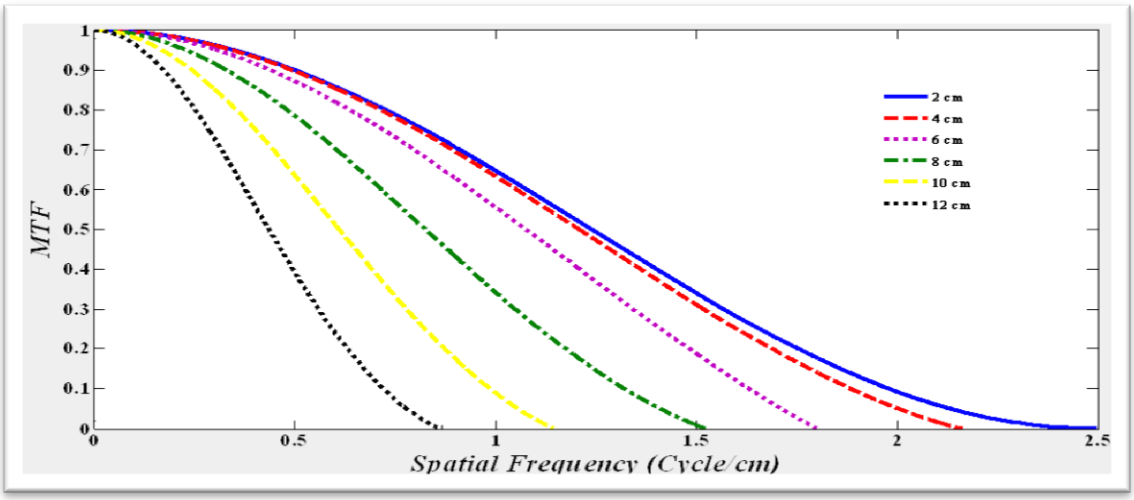
اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصویر: نتایج حاصل از اندازه گیری LSF و MTF سیستم در غیاب و حضور محیط پراکنده ساز به ترتیب در شکل های شماره ۴ و ۵ نشان داده شده است.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]



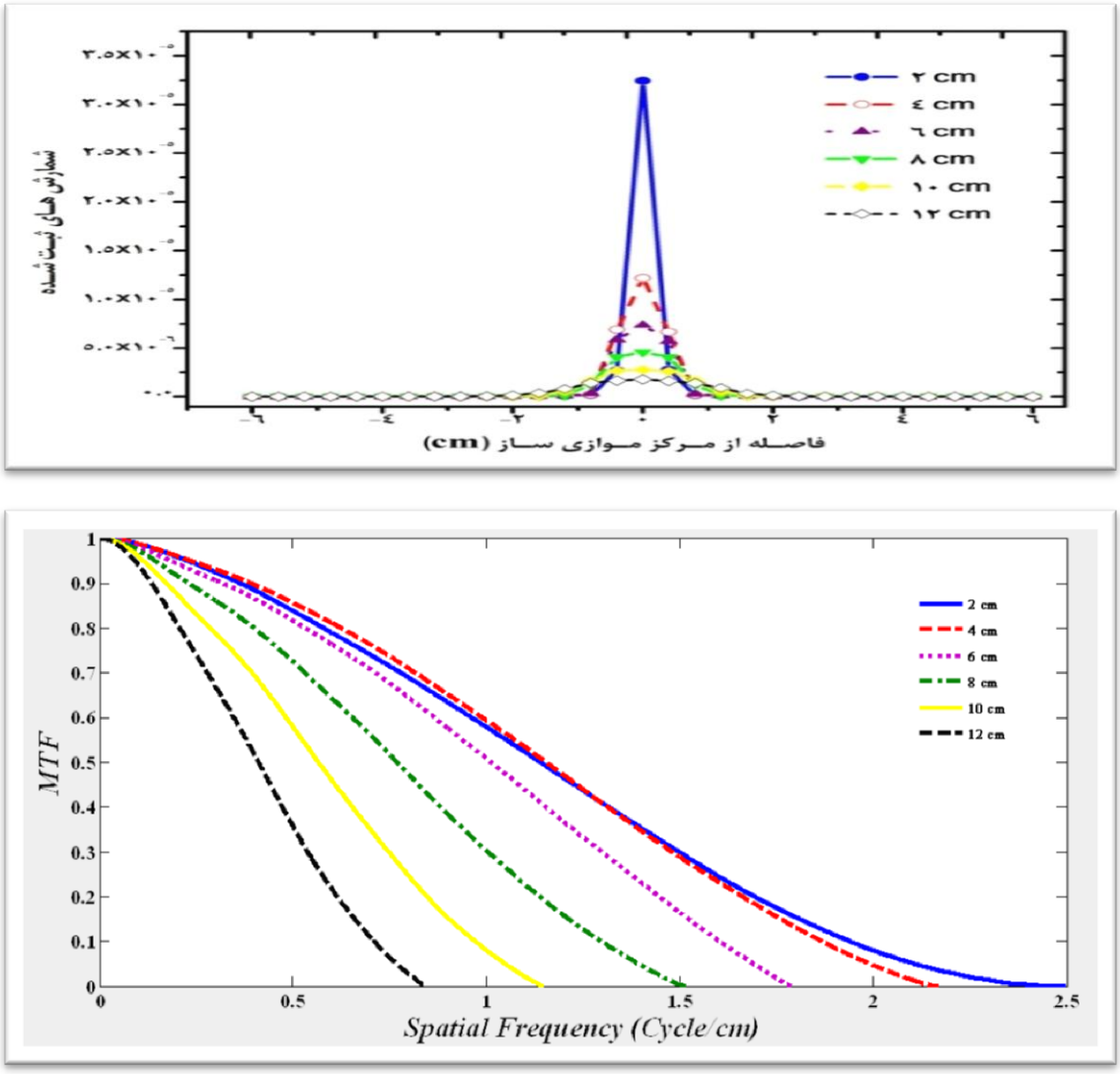
شکل شماره ۳. مقایسه بازده نسبی حاصل از شبیه سازی در فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز با نتایج حاصل از کار مویر(۲۱).





شکل شماره ٤. LSF و MTF سیستم تصویربرداری به ازای فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز در عدم حضور محیط پراکنده ساز(هوا).

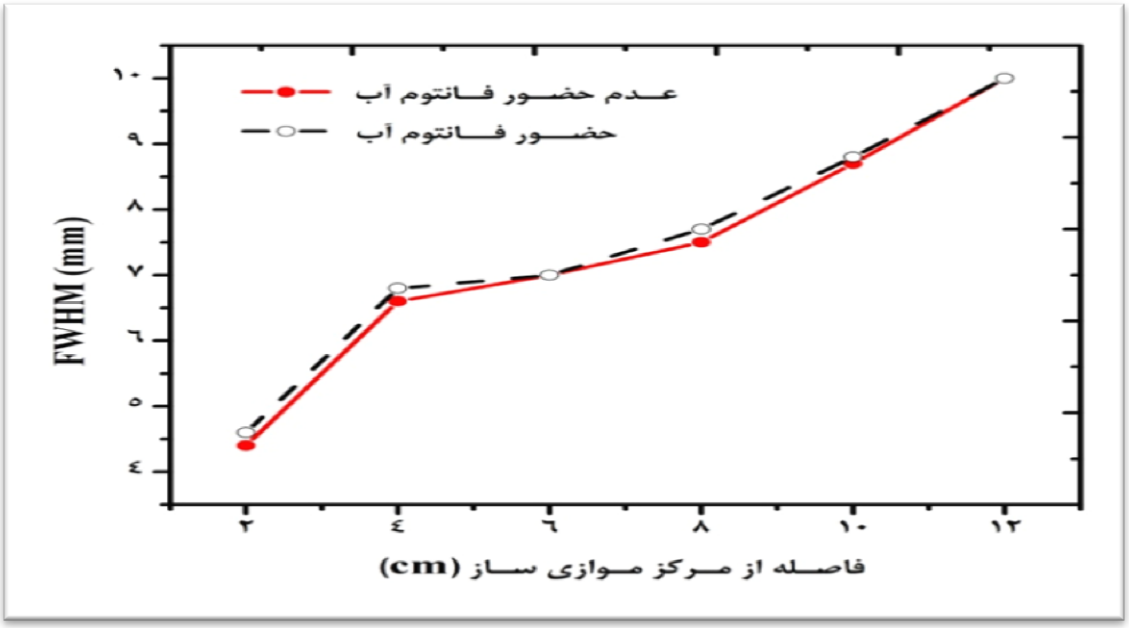
[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

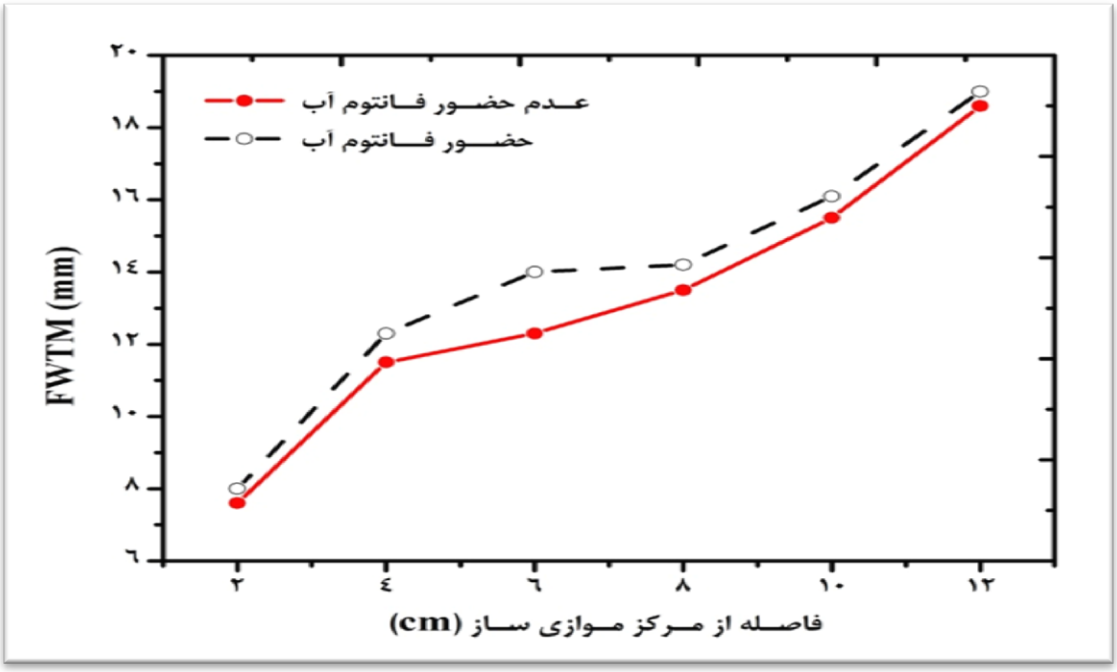


شکل شماره ۵. LSF و MTF سیستم تصویربرداری به ازای فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز در حضور محیط پراکنده ساز(آب).

برای ارزیابی میزان تاثیر محیط پراکنده ساز بر روی کیفیت تصویر در مختصات مکانی، FWHM و FWTM توابع خط گستر در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز در فواصل مختلف توسط عمل درون یابی که فرآیند توصیه شده توسط استاندارد Nu-1, NEMA 2007 می باشد(۲۱)، استخراج و با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج حاصل از این مقایسه در شکل شماره ۶ نشان داده شده است. شایان ذکر است که تمام نتایج به دست آمده برای اثر بزرگ نمایی موازی ساز فن بیم اصلاح شدند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

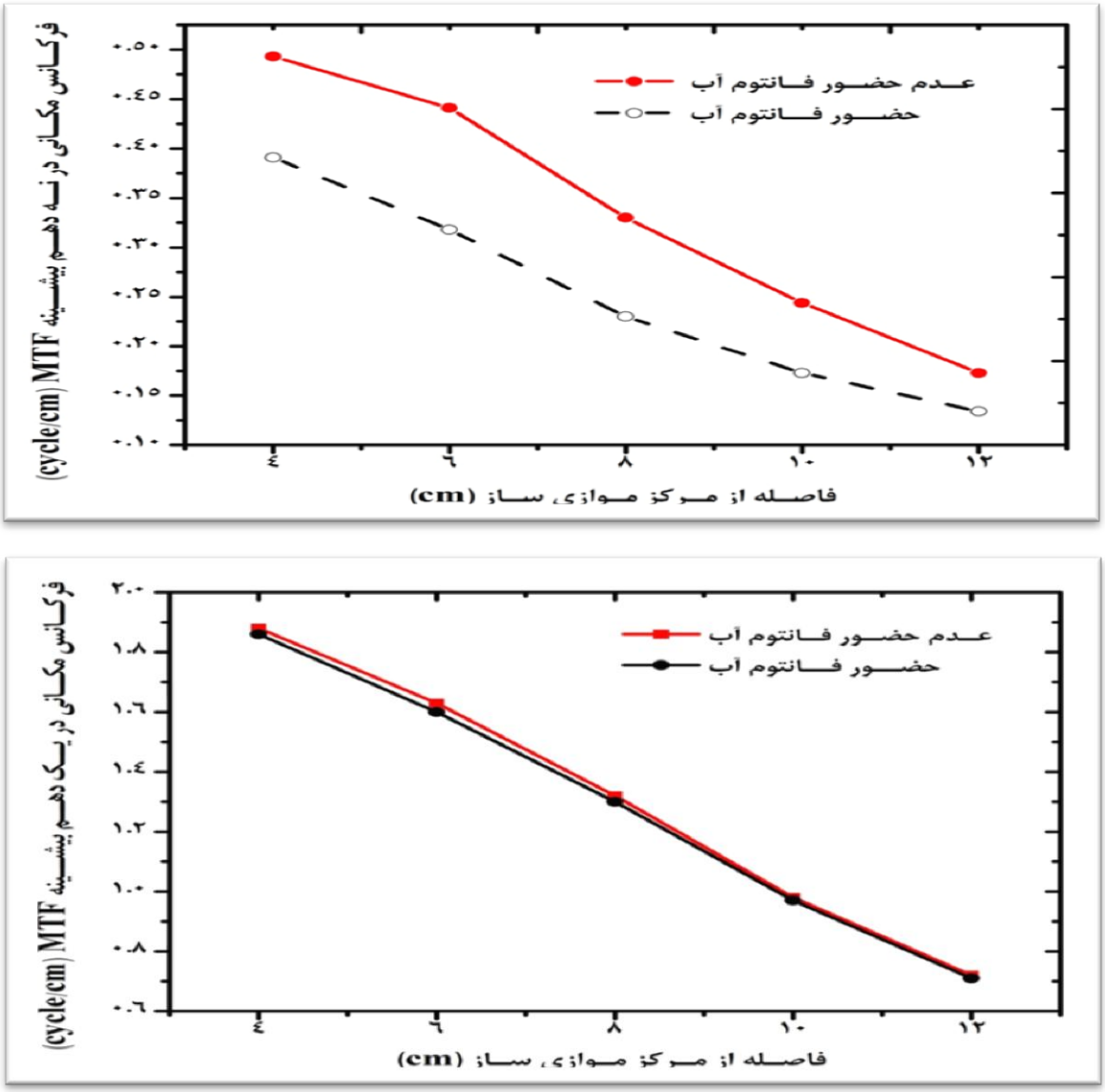




شکل شماره ٦. مقایسه FWHM و FWTM تابع خط گستر در فواصل محوری مختلف از سطح موازی ساز در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز.

از نتایج به دست آمده پیداست که میزان تاثیرگذاری پراکندگی بر روی FWTM تابع پاسخ سیستم بیشتر از FWHM می باشد. به منظور ارزیابی اثرات مربوط به پراکندگی تابش در حوزه فرکانس مکانی، فرکانس مکانی در یک دهم و نه دهم بیشینه MTF سیستم در هر فاصله در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز محاسبه و با یکدیگر مقایسه گردید(شکل شماره ۷).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]



شکل شماره ۷. مقایسه فرکانس مکانی سیستم در یک دهم و نه دهم بیشینه MTF در فواصل محوری مختلف از سطح موازی سازدر حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز.

در این حالت نیز ملاحظه می شود که تاثیر پراکندگی بر فرکانس مکانی در نه دهم بیشینه MTF به مراتب بیشتر از یک دهم بیشینه MTF است.

بحث و نتیجه گیری

در این پژوهش یک سیستم پزشکی هسته ای SPECT به همراه موازی ساز فن بیم به طور کامل شبیه سازی گردید و اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصاویر حاصل از این سیستم تصویربرداری به صورت کمی مورد ارزیابی قرار گرفت.

به طور کلی با مقایسه FWHM و FWTM تابع پاسخ سیستم تصویربرداری SPECT در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز(شکل شماره ۶)، می توان به این نتیجه رسید که پراکندگی تابش از بدن بیمار بیشتر FWTM و در نتیجه وضوح تصویر را تحت تاثیر قرار خواهد داد و تاثیر چندانی بر FWHM تابع پاسخ سیستم که معیاری از قدرت تفکیک مکانی می باشد، نخواهد داشت. بیشترین اختلاف میان FWHM تابع خط گستر در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز برابر ۴ درصد به دست آمد، در حالی که این اختلاف برای FWTM برابر ۱۳ درصد بود. میزان تاثیر پراکندگی را می توان از طریق ارزیابی تابع پاسخ سیستم در فضای فرکانس مکانی، در یک دهم و نه دهم مقدار بیشینه MTF (شکل شماره ۷) نیز مورد ارزیابی قرار داد. با توجه به

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

نتایج نشان داده شده در شکل شماره ۷ نیز می توان گفت پراکندگی بیشتر فرکانس مکانی در نه دهم بیشینه MTF را تحت تاثیر قرار خوهد داد و تاثیر قابل توجهی بر فرکانس مکانی در یک دهم بیشینه MTF نخواهد داشت. بیشترین اختلاف مربوط به فرکانس مکانی در یک دهم بیشینه MTF در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز کمتر از ۲ درصد به دست آمد، در حالی که این اختلاف برای فرکانس مکانی در نه دهم بیشینه MTF برابر ۳۰ درصد بود. با توجه به مقادیر به دست آمده می توان گفت که اثرات مربوط به پراکندگی بر کیفیت تصویر، در فضای فرکانس مکانی مشهودتر است.

نتایج به دست آمده در حوزه فرکانس مکانی نشان داد که پراکندگی نقش قابل توجهی در کاهش فرکانس مکانی در یک دهم بیشینه MTF که معیاری از قدرت تفکیک مکانی است(۲۲)، نخواهد داشت. با توجه به این که قدرت تفکیک مکانی یکی از ویژگی های عملکردی سیستم تصویربرداری است، به دست آوردن چنین نتیجه ای نیز منطقی به نظر می رسد.

اختلاف قابل توجه نتایج به دست آمده در حوزه فرکانس مکانی به این معناست که با استفاده از MTF می توان به طور موثرتری اثرات ناشی از پراکندگی تابش بر کیفیت تصویر را مورد بررسی قرار داد. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که فرکانس مکانی در نه دهم بیشینه MTF پارامتر خوبی برای ارزیابی اثرات پراکندگی در حوزه فرکانس مکانی می‌باشد و می تواند در مطالعات کمی به عنوان یک معیار مدنظر قرار گیرد.

سپاسگزاری

از تمامی اساتید، پژوهشگران و همکاران محترم در دانشگاه شهید بهشتی، که در به نتیجه رسیدن این تحقیق تلاش فراوان کردند، تشکر و سپاسگزاری می شود.

References

1.Prekeges G. Nuclear medicine instrumentation. 1st ed. Washington, Jones & Barlett Learning; 2011. P. 128, 148.
2.Bushberg JT, Seibert JA, Leidhold EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. 2th ed. New York, Lippincott Williams & Wilkins Company; 2002. P. 674-6.
3.Bradfeld PA, Rudin S. Use of the magnifying converging collimator in brain scanning. J Nucl Med 1973; 14: 834-6.
4.Ter-Antonyan R, Jaszczak RJ, Greer KL, Bowsher JE, Metzler SD, Coleman RE. Combination of converging collimators for high-sensitivity brain SPECT. J Nucl Med 2009; 50:1548-56.
5.Tsui BM, Gullberg GT, Edgerton ER, Gilland DR, Perry JR, McCartney WH. Design and clinical utility of a fan beam collimator for SPECT imaging of the head. J NucI Med 1986; 27:810-9.
6.Tsui BM, Gullberg GT. The geometric transfer function for cone and fan beam collimators. Phys Med Biol 1990; 35:81-93.
7.Frey EC, Tsui BM, Gullberg GT. Improved estimation of the detector response function for converging beam collimator. Phys Med Biol 1998;43:941-50.
8.Mahowald JL, Robins PD, O'Connor MK. The evaluation and calibration of fan-beam collimators. Eur J Nucl Med 1999; 26:314-9.
9.Buvat I, Laffont S, Le Cloirec J, Bourguet P, Di Paola R. Importance of the choice of the collimator for the detection of small lesions in scintimamography: a phantom study. Phys Med Biol 2001; 46:1343-55.
10.Pareto D, Pavía J, Falcón C, Juvells I, Cot A, Ros D. Characterisation of fan-beam collimators. Eur J Nucl Med 2001; 28:144-9.
11.Koole M, D'Asseler Y, Vandenberghe S, Van de Walle R, Van Laere K, Versijpt J, et al. Modeling of the sensitivity of fan-beam collimation in SPECT imaging. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2001; 3: 2375-8.
12.Accorsi R, Metzeler SD. Non-diverging analytic expression for the on-axis sensitiveity of converging collimators: analytic Derivation. Phys Med Biol 2006; 51: 5675-96.
13.Zaidi H. Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. Med Phys 1999; 26:574-608.
14.GE Healthcare Data Sheet Report. Discovery NM/CT 670. 5351554-IEN Rev 1. 2011.
15.MCNP4C: Monte Carlo N-particle transport code system. New Mexico, Los Alamos National Laboratory; 2000.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

16.Less JE, Fraser GW, Keay A, Bassford D, Ott R, Ryder W. The high resolution gamma camera imager (HRGI): a CCD based camera for medical imaging. Nucl Instr Meth Phys Res 2003; 513:23-26.
17.Boren EL, Delbeke D, Patton JA, Sandler MP. Comparison of FDG PET and positron coincidence detection imaging using a dual-head gamma camera with 5/8-inch NaI(Tl) crystals in patients with suspected body malignancies. Eur J Nucl Med 1999; 26:379-87.
18.Akiyama Y, Yui N. Performance of a multislice fan beam collimator for SPECT imaging of the head. Ann Nucl Med 1991; 5:117-121.
19.Hendricks JS, Booth TE. MCNP variance reduction overview. Lect Notes Phys 1985; 240:83-92.
20.Moyer RA. A low energy multihole converging collimator compared with a pinhole collimator. J Nucl Med; 1974;15:59-64.
21.National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 1-2007: Performance Measurements of Gamma Cameras. Washington DC; 2007.
22.Arabi H, Kamali-Asl AR, Ay MR, Zaidi H. Novel detector design for reducing intercell x-ray cross-talk in the variable resolution x-ray CT scanner: A Monte Carlo study. Med Phys 2011; 38:1389-96.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]

Quantitative Evaluation of Radiation Scattering Effects on Quality of SPECT Images from Fan Beam Collimator using Monte Carlo Simulation

Baghani H[1], Tavakoli H[2], Kamali-Asl A[1]*

(Received: May 1, 2015 Accepted: September 21, 2014)

Abstract

Introduction: In this study, the effects of radiation scattering on quality of SPECT images acquired by Fan beam collimator have been quantitatively evaluated using Monte Carlo simulation.

Materials & Methods: MCNP4C Monte Carlo code was used to simulate the imaging system. In order to evaluate the effects of radiation scattering on image quality, a water phantom was used. Line Spread Function (LSF) and Modulated Transfer Function (MTF) in presence and absence of this scattering Media were measured and compared with each other.

Findings: The maximum difference between FWHM of LSF in presence and absence of scattering media was equal to 4%, while this difference for FWTM was13%. The maximum difference between spatial frequency at one-tenth of MTF's maximum in presence and absence of scattering media was less than 2%, while this difference for spatial frequency at nine-tenth of MTF's maximum was equal to 30%.

Discussion & Conclusion: Regarding to the obtained results, it can be concluded that the radiation scattering considerably affects the image clarification, but its impact on image spatial resolution is negligible. In addition, the effects of radiation scattering are more evident in spatial frequency space.

Keywords: Radiation scattering, fan beam collimator, SPECT, image quality, Monte Carlo simulation

1.Dept of Radiation Medicine, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
2.Neuroscience Research Center, Baqiyatallah University of Medical Science, Tehran, Iran
** Correspondin author Email: tavakoli@ibb.ut.ac.ir*

Scientific Journal of Ilam University of Medical Sciences

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-11-05]