

شبیه سازی دوربین گاما با مونت کارلو

## شبیه سازی کامل دوربین گاما به روش مونت کارلو و بررسی تأثیر فاصله و محیط پراکنده ساز بر روی کیفیت تصاویر

علیرضا کمالی اصل<sup>۱</sup>، سعید سرکار<sup>۲</sup>، مهسا بهبهانیان<sup>۳</sup>

۱- استادیار گروه پر توپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی تهران  
۲- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران  
۳- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۶/۸/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۹/۲۱

### چکیده

**مقدمه:** پزشکی هسته ای یکی از روشهای تشخیصی فیزیولوژیکی می باشد؛ که عوامل متعددی، اثرگذار بر روی کیفیت آن می باشد. وجود برخی محدودیتها همانند توزیع ماده رادیواکتیو در عمق های مختلف، بهره گیری از کولیماتور، نفوذ پرتو از دیواره کولیماتور، ساختار یک پارچه آشکارساز سوسوزن، محدودیت های الکترونیکی، تخمین های موجود در الگوریتم های مکان یابی و برخی عوامل محیطی (ماده پراکنده ساز) همگی عواملی هستند که می توانند تاثیرگذار بر روی کیفیت تصاویر باشند. از آنجایی که بررسی تک تک عوامل فوق به روش تجربی علاوه بر هزینه بر بودن، بسیار زمانبر بوده و در بعضی شرایط غیرممکن می باشد. یکی دیگر از روشهای ارزیابی عوامل فوق، بهره گیری از روشهای شبیه سازی مونت کارلو است.

**مواد و روشها:** در کار حاضر به کمک روش مونت کارلو به شبیه سازی کامل سیستم دوربین گاما پرداخته ایم. نتایج شبیه سازی با نتایج کارخانه سازنده سیستم مقایسه شده و پس از اطمینان از صحت شبیه سازی به بررسی اثر فاصله و محیط پراکنده ساز بصورت مجزا و تلفیقی بر روی پروفایل های تابع نقطه گستر و پارامتر پهنای تابع نقطه گستر در نصف مقدار بیشینه (FWHM) و در یک دهم مقدار بیشینه (FWTM) پرداخته ایم.

**نتیجه و بحث:** در تمام موارد توافق بسیار خوبی بین نتایج حاصله از کار شبیه سازی و نتایج تجربی مشاهده گردید. با توجه به موارد بالا و اثبات قابلیت این کد ارایه شده جهت شبیه سازی سیستم دوربین گاما، در مرحله بعدی پارامترهایی همچون اثرات پراکندگی داخل کریستال، پراکندگی داخل کولیماتور و نفوذ پرتو از تیغه های کولیماتور و دیگر پارامترهای سیستم را که بررسی اثرات کمی و کیفی آنها بر عملکرد سیستم و تصاویر حاصله بصورت تجربی ممکن نیست، مورد ارزیابی قرار داده ایم. در بررسی اثر فاصله بر روی دو پارامتر پهنای تابع نقطه گستر در نصف مقدار بیشینه و در یک دهم مقدار بیشینه برای بازه های ۲ سانتیمتر به ترتیب دارای رشد ۱۰/۹٪ و ۱۰/۵٪ در شبیه سازی و رشد ۱۰/۵٪ و ۱۱/۴٪ در نتایج تجربی وجود دارد. در مرحله دوم که به بررسی اثر فاصله و محیط پراکنده ساز بصورت همزمان می پرداخت نرخ رشد برای پهنای تابع نقطه گستر در نصف مقدار بیشینه و در یک دهم مقدار بیشینه در شبیه سازی به ترتیب ۱۸/۲٪ و ۲۳/۶٪ و در روش تجربی ۱۹/۹۳٪ و ۲۳/۳۴٪ مشاهده گردید. در مرحله سوم نیز که با ثابت نگهداشتن فاصله چشمه تا کولیماتور به بررسی اثر محیط پراکنده ساز بر روی دو پارامتر مذکور می پرداخت نرخ رشد با توجه به بازه های ۲ سانتیمتر ماده پراکنده ساز آب به ترتیب دارای رشد ۱/۹٪ و ۹/۸٪ در شبیه سازی و ۱/۰۸٪ و ۹/۱۲٪ در نتایج تجربی مشاهده گردید. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۳، زمستان ۸۵: ۴۹-۵۸)

**واژگان کلیدی:** شبیه سازی مونت کارلو، تابع خط گستر، دوربین گاما، محیط پراکنده ساز

\* نویسنده مسؤول: علیرضا کمالی اصل

آدرس: گروه پر توپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید

a\_r\_kamali@yahoo.com

بهشتی تهران

تلفن: ۰۲۱۰۵۶۶۴۰۲۱۰۵ (۲۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

در تصویربرداری به کمک رادیویازوتوپ ها، عوامل سخت افزاری و نرم افزاری بر روی کیفیت تصویر و اطلاعات بدست آمده مؤثر می باشند که از آن جمله میتوان از انرژی فوتوهای گسیل شده از رادیودارو، کولیماتور، ضخامت کریستال آشکارساز، مدارهای الکترونیکی مکان یابی، تیوپ های تکثیرکننده فوتونی (PMT) و الگوریتم بازسازی فیلترهای بکار گرفته شده بر روی تصاویر اشاره نمود.

با توجه به آن که داشتن شرایط بهینه عوامل فوق اثرگذار بر روی کیفیت می باشد، روش یا روش هایی برای پیدا نمودن شرایط بهینه به عنوان یک نیاز همواره مد نظر می باشد. علاوه بر روش های عملی و آزمایشگاهی برای پیدا نمودن مقادیر بهینه که معمولاً مشکل و با هزینه های زیادی همراه بوده و در بعضی مواقع غیرممکن می نمایاند، روشهای شبیه سازی و مدل نمودن کل سیستم توسط کدهای شبیه سازی همواره مورد استفاده قرار گرفته شده است.

با توجه به این که ماهیت کار در پزشکی هسته ای بر اساس نشر پرتوهای گاما در یک محیط و جمع آوری این فوتونها در محیط دیگر می باشد کدی که بتواند کلیه برهمکنش های فوتونی را پوشش دهد می تواند در این راستا مفید باشد. در سیستمهایی که وقایع بصورت اتفاقی رخ می دهد و پاسخ به این وقایع صرفاً آماری و با احتمال های خاص همراه می باشد استفاده از روش شبیه سازی مونت کارلو مفید است. ماهیت این روش مبتنی بر پدیده های اتفاقی است که از مطالعه رفتار و نتایج این پدیده ها می توان در توجیه پدیده های فیزیکی استفاده کرد یا به عبارتی روش مونت کارلو استفاده مناسب از اعداد تصادفی در محاسباتی است که ساختار یک فرایند تصادفی را دارد [۱]. تابش حاصل از اتم ها و برهمکنش های آن با ماده، نمونه ای از یک فرایند تصادفی

است، چرا که هر رخداد با یک درجه عدم یقین مشخص می شود. رفتار میانگین چنین تابشی را می توان توسط معادلات ریاضی مشخص نمود و سپس به کمک روش مونت کارلو مورد بررسی قرار داد [۲]. کد MCNP یکی از کدهایی است که با بهره گیری از اطلاعات و نتایج عملی بدست آمده ناشی از کارهای تجربی، به بررسی آماری فرایندهای هسته ای می پردازد. در این کد امکان بررسی برهمکنش های فوتونی شامل جذب فوتوالکتریک، تولید جفت، پراکندگی همسانگرد و پراکندگی غیر همسانگرد می باشد [۲].

در کار حاضر با توجه به قابلیت های کد شبیه سازی مونت کارلو MCNP مراحل تصویربرداری کامپیوتری به کمک دوربین گاما را مدل و شبیه سازی نموده ایم؛ تا علاوه بر داشتن یک مدل شبیه سازی مناسب برای بررسی اثرات مختلف همچون پراکندگی، نفوذ، بازدهی، تابع تغییر انتقال (MTF)<sup>۱</sup>، قدرت تفکیک و اثر فیلترها بر روی پروفایل ها، بتوان به بررسی پارامترهای مختلف از جمله فاصله و ماده پراکنده ساز بر روی کیفیت تصاویر پرداخت.

## ۲- مواد و روشها

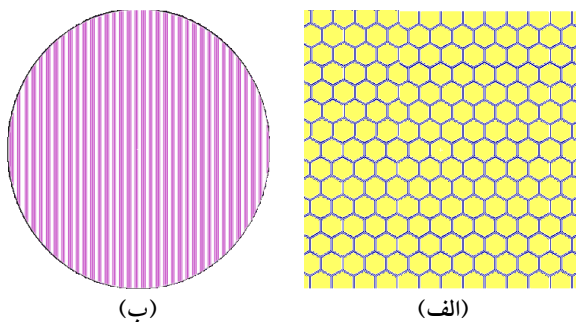
در ابتدا بخشهای مختلف یک سیستم دوربین گاما که شامل چشمه، محیط پراکنده ساز، کولیماتورها، آشکارساز، اثر الکترونیک در شبیه سازی انجام گرفته، مدل شده است و بعد از آن با توجه به تنوع موجود در هر یک از بخش های فوق، گزینه های مختلف به صورت گزینه های انتخابی در کد موجود، لحاظ شده است تا بتوان در شرایط مختلف کاری، شرایط مورد نظر را پیاده سازی نمود که در ادامه هر یک از قسمت های فوق به تفکیک بیان می شود. با توجه به بازه های مختلف انرژی مورد استفاده در پزشکی هسته ای از ۱۴۰ تا ۵۱۱ کیلو الکترون ولت تغییر می کند، انرژی چشمه

1-Photo Multi Player Tube

2- Modulation Transfer Function

### شبیه سازی دوربین گاما با مونت کارلو

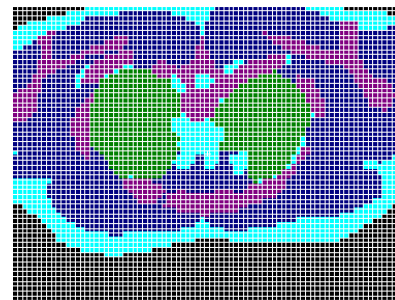
از دیگر بخشهای دوربین گاما که نقش تعیین کننده ایی در کیفیت تصاویر دارد کولیماتور می باشد که با توجه به نوع انرژی و قابلیت ارایه شده توسط کولیماتور مورد نظر، میتواند باعث افزایش قدرت تفکیک مکانی و یا حساسیت گردد که بصورت خلاصه شده کولیماتور را بصورت LEGP، MEGP، HEHP، LEHR و غیره نمایش می دهند. با توجه به تنوع موجود در کولیماتورها، سعی شده تا اطلاعات تمامی کولیماتورهای فوق جمع آوری شده و بصورت گزینه انتخابی در اختیار کاربر قرار بگیرد تا به راحتی بتواند هر یک از کولیماتورها را در جریان شبیه سازی استفاده نماید. با توجه به گوناگونی شکل حفره های کولیماتوری، دو نوع رایج شکل حفره یعنی لانه زنبوری (هگزاگونال) و دایره ایی برای کولیماتورهای استاتیک و شکل مستطیلی سوراخچه برای کولیماتورهای دینامیکی (اسلیت) پیاده سازی شده است (شکل ۲). از پیاده سازی برخی اشکال دیگر حفره که دارای عمومیت کمتری بوده در کد حاضر صرف نظر شده است [۴-۱۲].



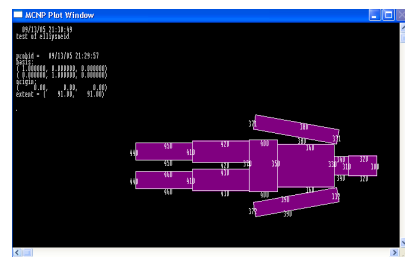
شکل ۲- الف) کولیماتور هگزاگونال LEGP شبیه سازی شده  
ب) کولیماتور دینامیکی اسلیت

افت کیفیت تصاویر پزشکی هسته ای وابسته به عوامل مختلف می باشد که از آن جمله می توان به عبور پرتو از دیواره کولیماتورها اشاره نمود. کد شبیه سازی موجود طوری طراحی شده که بتواند این اثر را، یعنی سهم عبور پرتو از دیواره را مورد ارزیابی قرار داد. این بدان معنی است که در

های مختلف در مدل ارایه شده از پیش تعریف شده است. چشمه های مذکور در سه حالت نقطه ایی، خطی و حجمی در هوا و محیط پراکنده ساز بصورت گزینه انتخابی در کد شبیه سازی شده دیده شده است [۳ و ۴]. با توجه به این که بخش زیادی از گزارشات و نتایج آزمایشها در محیط پراکنده ساز و یا فانتومهای مختلف آب بدست می آید، دو نوع فانتوم مکعبی و استوانه ای در کد، ارایه شده است. با توجه به اینکه فانتومهای موجود عموماً دارای هندسه و ابعاد متفاوتی هستند، در پیاده سازی گانتوری، هندسه طوری طراحی شده که با آن بتوان هر دو نوع فانتوم را پشتیبانی نمود. علاوه بر آن از لحاظ ابعادی فضای گانتوری بگونه ای است که میتوان فانتومهای بزرگ تمام بدن (همانند BOMAB) را جهت مطالعات شمارش تمام بدن (WB)<sup>۱</sup> و یا فانتوم دیجیتال بدن را شبیه سازی نمود (شکل ۱).



الف)



ب)

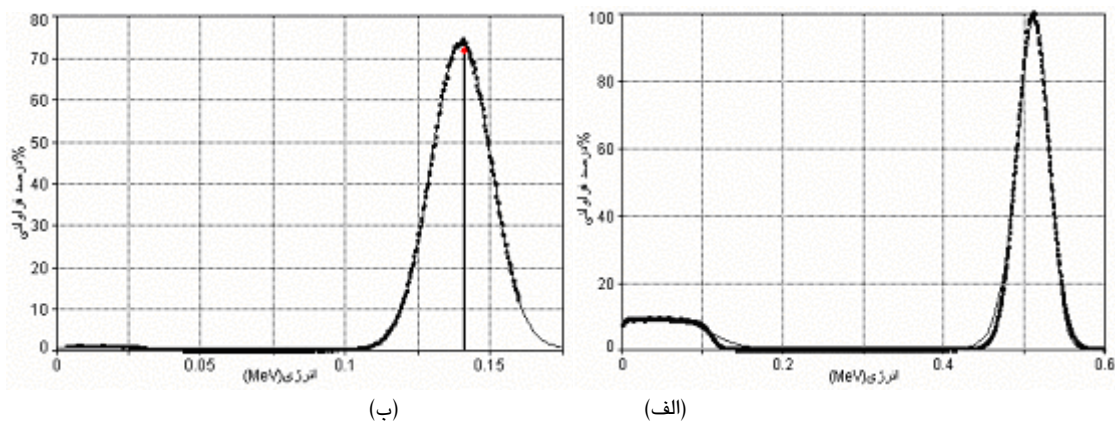
شکل ۱- الف) فانتوم شبیه سازی شده BOMAB ب) نمایی از فانتوم دیجیتال شبیه سازی شده در ناحیه قفسه سینه

### 1- Whole Body

سطح مفید آشکارسازی که در بررسیها و آزمایشات کالیبراسیون مد نظر است ۷۵٪ سطح FOV می باشد، به همین منظور آشکارساز NaI(Tl) با دو ابعاد هندسی ۴۰×۴۰×۰/۵۸۷۵ و ۴۰×۴۰×۰/۹۵۲۵ سانتیمتر مکعب شبیه سازی شده است. قدرت تفکیک مکانی کل سیستم شامل قدرت تفکیک مکانی ذاتی سیستم به همراه قدرت تفکیک مکانی کولیماتور می باشد. مقدار قدرت تفکیک ذاتی اغلب سیستمهای تجاری در حدود ۳/±۴ میلیمتر می باشد به همین دلیل در شبیه سازی انجام شده قدرت تفکیک ذاتی سیستم ۴ میلیمتر در نظر گرفته شده است. انتخاب مقدار اخیر بر اساس قدرت تفکیک ذاتی سیستم مورد آزمایش بوده است. در کد MCNP، امکان تغییر ماده آشکارساز و چگالی برای شبیه سازی آشکارسازهای دیگر همانند BGO به همراه قدرت تفکیک مکانی ذاتی پایین تا حد ۱ میلیمتر قابل انجام است. از آنجایی که تابع پاسخ آشکارسازهای مختلف، پهن شدگی ذاتی در تابع PSF دارا می باشند که ناشی از طبیعت برهمکنش جهت آشکارساز بوده، لذا از تابع پاسخ تجربی آشکارساز NaI(Tl) در شبیه سازی استفاده نموده ایم تا نتایج شبیه سازی دارای بیشترین همخوانی با نتایج تجربی باشد (شکل ۳).

مبحث عبور پرتو از دیواره کولیماتور که شامل نفوذ از بدنه و نفوذ از لبه کولیماتور می باشد بصورت مجزا در کد دیده شده است. شایان ذکر است این دو سهم نفوذ از بدنه و لبه کولیماتور به ترتیب مضر و مفید بوده و داشتن سهم هر یک می تواند به صورت چشمگیری در کیفیت تصویر اثرگذار باشد چرا که نفوذ از بدنه باعث شگل گیری خطای پارالکس (Parallex) و نفوذ از لبه باعث کاهش آرتیفکت نقش سوراخچه در صفحه تصویر میگردد. در پیاده سازی کولیماتورها مشخصات فنی کارخانه سازنده عیناً پیاده شده تا بتوان به ارزیابی کمی قدرت تفکیک مکانی و بازدهی کولیماتور پرداخت [۱۷-۱۲].

عموماً سیستم های دوربین گاما از آشکارسازهای NaI(Tl) با ضخامت ۰/۹۵۲۵ سانتیمتر استفاده می نمایند و ضخامتهای بیشتر همانند ۱/۵۸۷۵ سانتیمتر و یا ۲/۵۴ سانتیمتر بصورت انتخابی توسط کارخانه سازنده ارائه می گردد که قابلیت استفاده در انرژیهای بالاتر را دارند. میدان دید (FOV) سیستمهای مختلف از ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع شروع شده و تا ابعاد بالاتر همانند ۴۰×۴۰ سانتیمتر مربع و در برخی از سیستمها ۵۶×۴۰ سانتیمتر مربع نیز ارائه شده است. معمولاً



شکل ۳- تابع پاسخ آشکارساز یدید سدیم شبیه سازی شده، (الف) در انرژی ۱۴۰ کیلو الکترون ولت با و بدون در نظر گرفتن پهن شدگی گاوسی (ب) در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت با در نظر گرفتن پهن شدگی گاوسی

#### 1- Field of View

در مقایسه های نتایج تجربی و شبیه سازی، دو کمیت پهنای پیک تابع نقطه گستر<sup>۱</sup> (PSF) در نصف مقدار بیشینه (FWHM)<sup>۲</sup> و یک دهم مقدار بیشینه (FWTM)<sup>۳</sup> در سه آزمایش مختلف مورد مقایسه و ارزیابی قرار گرفته است تا بتوان اثر فاصله، محیط پراکنده ساز و اثر هر دو را در تابع پاسخ سیستم ارزیابی نمود. در تمامی آزمایشات امتداد چشمه خطی به موازات وجه کولیماتور قرار گرفته و در هر مرحله فاصله مابین چشمه تا کولیماتور در بازه های ۲ سانتیمتر تغییر نموده و بازه فاصله چشمه تا کولیماتور از ۲ تا ۲۰ سانتیمتر می باشد. در آزمایش اول تنها اثر فاصله بر روی تابع خط گستر مورد ارزیابی قرار گرفته است. در آزمایش دوم به مطالعه اثر فاصله و ماده پراکنده ساز با بهره گیری از فانتوم آب با گامهای ۲ سانتیمتری انجام شده است. مابقی شرایط آزمایش همانند مرحله اول می باشد. در آزمایش سوم با ثابت نگهداشتن چشمه در یک فاصله مشخص (۱۰ سانتی متر) از وجه کولیماتور، با تغییر موقعیت فانتوم، مقدار ضخامت ماده جاذب که بر سر راه چشمه قرار گرفته است تغییر می نماید. در شبیه سازیها عیناً شرایط آزمایش پیاده سازی شده است و در هر اجرا تعداد ذرات مورد استفاده در شبیه سازی طوری انتخاب شده تا خطای آماری کمتر از ۰.۷٪ حاصل شود. لازم به ذکر است در بعضی شرایط شبیه سازی بدلیل افزایش فاصله چشمه تا کولیماتور و همچنین وجود ماده پراکنده ساز ناگزیر تعداد ذرات به ۲ تا ۳ برابر سایر حالات افزایش داده شد تا همچنان خطای آماری زیر حدود ۰.۷٪ باقی بماند [۱۷، ۱۴]. در شبیه سازیها کمترین تعداد ذره مورد شبیه سازی ۱۰۰ میلیون ذره بوده است.

### ۳- نتایج

نتایج ناشی از شبیه سازی و روش تجربی برای مرحله اول در شکل ۴ نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می گردد با

در شکل ۳ تابع پاسخ آشکار شده برای انرژی ۱۴۰ و ۵۱۱ کیلو الکترون ولت با در نظر گرفتن تابع توزیع گاوسی و بدون در نظر گرفتن این تابع، نشان داده شده است.

همان طور که قبلاً نیز اشاره شد آشکارساز به همراه الکترونیک مربوطه، باعث ایجاد پهن شدگی در تابع پاسخ مکانی میگردد به همین دلیل در شبیه سازی نیازی به شبیه سازی اثر تک تک بخشهای ذکر شده نمی باشد و کافی است اثر مجموع آنها، که همان قدرت تفکیک مکانی ذاتی سیستم است و در سیستمهای تجاری مختلف با توجه به سطح تکنولوژی آن سیستم متفاوت می باشد و بصورت اطلاعات فنی سیستم ارایه می شود، در شبیه سازی لحاظ گردد.

پس از شبیه سازی بخشهای مختلف دوربین گاما نتایج شبیه سازی، با نتایج تجربی یک دوربین گاما ساخت کارخانه ADAC با یک سر (Head) جمع آوری مورد مقایسه قرار داده ایم که نتایج این مقایسه در بخش بعدی ذکر شده است و توافق موجود در نتایج، نمایانگر صحت شبیه سازی می باشد. قدرت تفکیک انرژی این سیستم ۸/۱۰٪ در انرژی ۱۴۰ کیلو الکترون ولت بوده و قدرت تفکیک ذاتی مکانی این سیستم ۴ میلیمتر و نوع آشکارساز، سستیلاتور NaI(Tl) با ضخامت ۰/۹۵۲۵ میلیمتر می باشد. برای انجام آزمایشات تجربی از یک فانتوم مکعبی ساخته شده از پرسپکس که حاوی آب بوده و همچنین از یک چشمه خطی به قطر ۱/۶ میلیمتر و طول ۵ سانتی متر با اکتیویته ۱mCi از ماده رادیواکتیو Tc-99m با انرژی ۱۴۰ کیلو الکترون ولت استفاده شده است. کولیماتور بکار گرفته شده در کار تجربی، کولیماتور انرژی پایین-کاربرد کلی (LEGP) بوده و پنجره انرژی تنظیم شده در جمع آوری اطلاعات ۲۰٪ انرژی فوتویک بوده و چشمه در فواصل مختلف از سطح بیرونی کولیماتور قرار گرفته است. در تمامی اندازه گیریها، تصویربرداری بصورت استاتیک بوده است [۱۸].

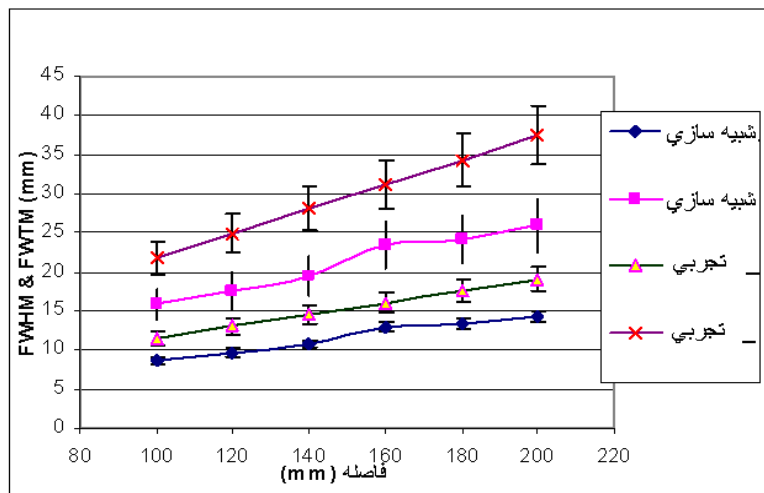
1- Point Spread Function

2- Full Width at Half Maximum

3- Full Width at Tenth Maximum

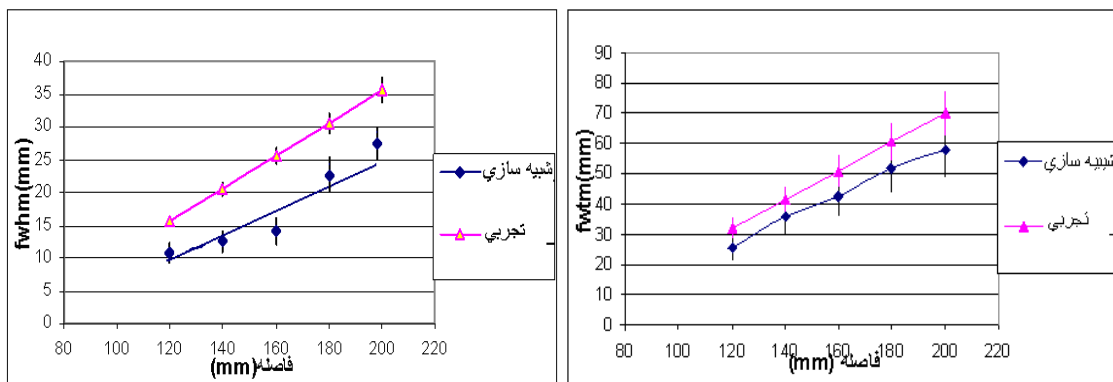
با مقایسه مقادیر بدست آمده توافقی نتایج تجربی [۱۴] و شبیه سازی کاملاً مشهود است و خطای آماری نتایج شبیه سازی در حدود ۲٪ و خطای آماری نتایج تجربی در حدود ۳٪ می باشد.

افزایش فاصله در بازه های ۲ سانتیمتر، پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه در روش شبیه سازی به ترتیب دارای رشد ۱۰/۹٪ و ۱۰/۵٪ می باشد. این رشد در روش تجربی به ترتیب دارای مقادیر ۱۰/۵٪ و ۱۱/۴۰٪ می باشد.



شکل ۴- مقایسه پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه ناشی از تغییرات فاصله چشمه تا کولیماتور به روش شبیه سازی و روش تجربی در محیط هوا

نتایج بدست آمده ناشی از روش شبیه سازی و روش تجربی در مرحله دوم در شکل ۵ نشان داده شده است.

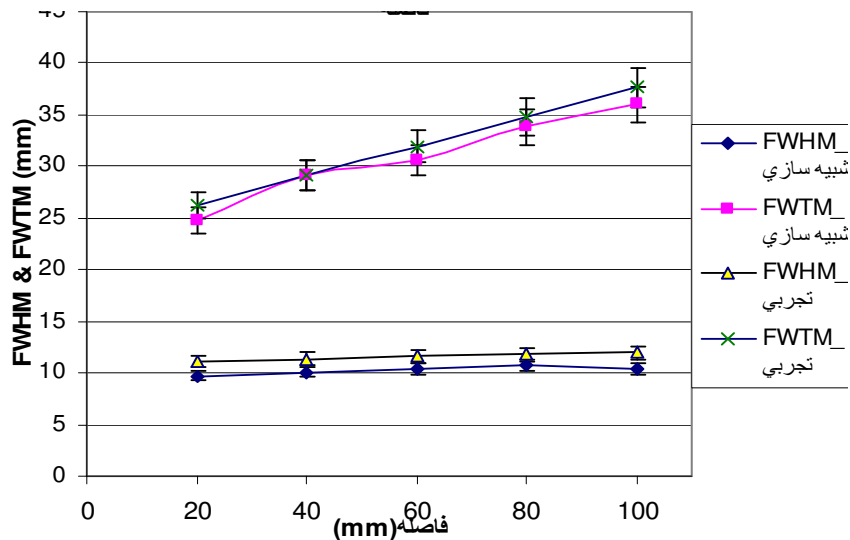


شکل ۵- مقایسه پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه ناشی از تغییرات همزمان فاصله چشمه تا کولیماتور و محیط پراکنده ساز به روش شبیه سازی و روش تجربی در محیط هوا و آب

## شبیه سازی دوربین گاما با مونت کارلو

بدست آمده. توافق نتایج تجربی و شبیه سازی برای پهنای تابع در یک دهم مقدار بیشینه کاملاً مشهود است. نتایج بدست آمده ناشی از روش شبیه سازی و روش تجربی برای مرحله سوم در شکل ۶ نشان داده شده است.

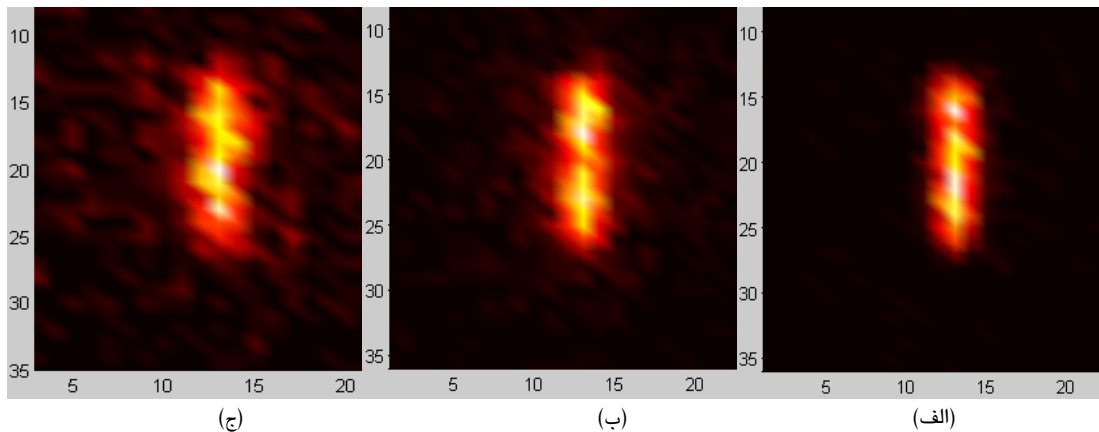
همانطور که مشاهده می‌گردد با افزایش فاصله در بازه های ۲ سانتیمتر، پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه در روش شبیه سازی به ترتیب دارای رشد ۱۸/۶٪ و ۲۳/۶٪ می باشد. این رشد در روش تجربی به ترتیب دارای مقادیر ۱۹/۹۳٪ و ۲۳/۳۵٪ می باشد. با مقایسه مقادیر نرخ رشد



شکل ۶ - مقایسه پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه ناشی از تغییرات ضخامت محیط پراکنده ساز آب با حذف اثر فاصله چشمه تا کولیماتور به روش شبیه سازی و روش تجربی

تصاویر پلانار ایجاد شده توسط شبیه سازی برای یک چشمه خطی به طول ۵ سانتیمتر و قطر ۱/۶ میلیمتر برای هر یک از مرحله های ذکر شده، در شکل ۷ نشان داده شده است. هر پیکسل نمایش داده شده دارای ابعاد ۴×۴ میلیمتر مربع بوده و خطای آماری نتایج زیر ۷٪ می باشد. همچنین از روشهای کاهش واریانس برای آزمایش دوم و سوم، (استفاده از ماده پراکنده ساز)، با توجه به افزایش تعداد ذرات مورد شبیه سازی جهت تسریع در انجام شبیه سازی استفاده شده است.

همانطور که مشاهده می‌گردد با افزایش فاصله در بازه های ۲ سانتیمتر، پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه در روش شبیه سازی به ترتیب دارای رشد ۱/۸٪ و ۹/۸٪ می باشد. این رشد در روش تجربی به ترتیب دارای مقادیر ۱/۰۸٪ و ۹/۱۲٪ می باشد. خطای آماری نتایج شبیه سازی و نتایج تجربی به ترتیب در حدود ۳٪ و ۲٪ می باشد. با مقایسه مقادیر نرخ رشد بدست آمده توافق نتایج تجربی و شبیه سازی برای پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه کاملاً مشاهده می گردد.



شکل ۷- تصویر پلانار شبیه سازی شده توسط کد شبیه سازی برای یک چشمه خطی  $^{99m}\text{Tc}$  به طول ۵ سانتیمتر و قطر ۱/۶ میلیمتر، الف) فاصله چشمه تا کولیماتور ۸ سانتیمتر در محیط آب با کولیماتور LEGP ب) فاصله چشمه تا کولیماتور ۱۲ سانتیمتر در محیط هوا و آب (ضخامت آب ۲ سانتیمتر) ج) فاصله چشمه تا کولیماتور ۱۰ سانتیمتر در محیط هوا

می گردد. در تمامی موارد شیب کلیه منحنیها توافق بسیار خوبی را دارا می باشد ولیکن مقادیر تجربی و شبیه سازی دارای اختلاف بوده که این اختلاف ناشی از شرایط پیاده سازی آزمایش و همچنین قرار نگرفتن سیستم دوربین گاما در شرایط آرمانی می باشد. البته لازم به ذکر می باشد که نتایج شبیه سازی با نتایج گزارش شده توسط کارخانه سازنده دارای توافق بسیار عالی می باشد. بنابراین میتوان با توجه به قابلیت‌های لحاظ شده در کد به بررسی پارامترهای مختلف که هر یک می تواند بر روی کیفیت تصاویر و بازدهی مؤثر باشد، پرداخته و بدون صرف هزینه های گزاف ساخت نمونه های اولیه برای انجام آزمایشهای تحقیقاتی به بررسی موضوع مورد مطالعه پرداخت. از طرفی با استفاده از روش مطرح شده میتوان اثراتی را که در عمل اندازه گیری آنها به راحتی میسر نمی باشد بررسی کرد. شایان توجه است که انتخاب تعداد مناسب ذرات جهت کاهش خطا باید مورد توجه قرار گیرد.

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

با مقایسه نتایج نرم افزار شبیه سازی سیستم دوربین گاما تهیه شده با نتایج تجربی، دیده شد که در بررسی اثر فاصله بر روی دو پارامتر پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه برای بازه های ۲ سانتیمتر به ترتیب دارای رشد ۱۰/۹٪ و ۱۰/۵٪ در شبیه سازی و رشد ۱۱/۴٪ و ۱۰/۵٪ در نتایج تجربی وجود دارد. در مرحله دوم که به بررسی اثر فاصله و محیط پراکنده ساز بصورت همزمان می پرداخت نرخ رشد برای پهنای تابع در نصف مقدار بیشینه و یک دهم مقدار بیشینه در شبیه سازی به ترتیب ۱۸/۲٪ و ۲۳/۶٪ و در روش تجربی ۱۹/۹۳٪ و ۲۳/۳۴٪ مشاهده گردید. در مرحله سوم نیز که با ثابت نگهداشتن فاصله چشمه تا کولیماتور به بررسی اثر محیط پراکنده ساز بر روی دو پارامتر مذکور می پرداخت نرخ رشد با توجه به بازه های ۲ cm ماده پراکنده ساز آب به ترتیب دارای رشد ۱/۹٪ و ۹/۸٪ در شبیه سازی و ۱/۰۸٪ و ۹/۱۲٪ در نتایج تجربی مشاهده گردید که در مجموع توافق خوبی مابین نتایج شبیه سازی و نتایج تجربی مشاهده



1. J. F. Briesmeister - Editor, "MCNP - A general Monte Carlo code for Neutron and Photon transport, version 3a", Los Alamos National Laboratory report, 1986, Vol. LA 7396. M, Rev.2.
2. I. Lux. and Koblinger. Monte carlo particle transport methods, Neutron and Photon calculation. Academic press, 1991.
3. E. Maokafski , The Medical Imaging instrument. Printice Hall, 1983.
4. Ott RJ, Flower MA, Babich, JW, Marsden PK. The physics of radioisotope imaging. Bristol: Adam Hilger, 1988.
5. Tsaii BMW, Lewis DP, Li J. Detection Efficiencies of parallel, Fan and Cone Beam Collimators for source Distributions in an Attenuating Medium. IEEE Transaction 1995; 0 - 7803 - 2544 - 3.95: 1145-1144.
6. H. O. Anger. Radioisotope Cameras, in Instrumentation in Nuclear Medicine. Vol 1, G. J. Hine, Ed. New York: Academic Press, 1976.
7. Yanch JC, Doberzeniecki AB. Monte Carlo Simulation in Spect: Complete 3D Modeling of Source; Collimator and Tomographic Data Acquisition. IEEE Trans. Nucl Sci:1993; 40(2):148-203.
8. Smith MF, Jaszczak RJ, Fellow. A Rotating Parallel hole Collimator for high Resolution Imaging of medium Energy Radionuclides. IEEE. Trans. Nucl Sci:1998; 45(4):2102-2112.
9. Lodge MA, Webb S, Maggi A, Flower. A prototype Rotating slat Collimator for single photon Emission Computed tomography. IEEE Trans Med Imag 1996; 15(4):500-511.
10. Brittan AIJ, Klie R. Performance of a slat gamma camera collimator for 511 keV imaging. Phys Med Biol 1999; 44: 1735-1741.
11. Lodge MA. Bennie DM, Flower MA and Webb S. The experimental evaluation of a prototype rotating slat Collimator for planar gamma camera imaging. Phys Med Biol 1995; 40: 427-448.
12. Hosseini Ashrafi ME. Quantitative Consideration of Collimator Parameters in Radio - isotope Imaging and its Application to Collimator Optimization. Appl Radiat 1998; 49(8): 934-954.
13. Hosseini Ashrafi ME, Spyrou NM. Calculation of the average solid angle subtended by a photon - emitting source at a collimated Detector and the contribution of Collimator Edgy Penetration. Appl Radiat. Iso.1992;43(12):1449-1460.
14. Habib Zaidi, Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. Med phys 1999; 26(4):574-604
15. Moore SC, Kouris K, Culln I.. Collimator design for SPECT. Eur J Nucl Med 1992 ;(19):138-150.
16. Donald. L .Gunter. The scientific basis of nuclear medicine-collimator characteristics and design. John Wiley, 2000.

17. Ott RJ, Flower MA, Babich JW, Marsden PK. The physics of radioisotope imaging (Bristol : Adam Hilger), 1988, 142-318.
18. Sarkar S, Abehesht A, Phirooz-Abadii S. Investigation of the effect of source distance and scattering medium on spatial resolution and contrast gamma camera images. Eur J Nucl Med 2002 ;(2):756-759.