

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده فیزیک و مهندسی هسته ای

رشته فیزیک گرایش هسته ای

رساله دکتری

طراحی، شبیه‌سازی و بهینه‌سازی نمونه آزمایشگاهی دستگاه
رادیولوژی تمام بدن و ارتقای تفکیک پذیری تصاویر دیجیتال آن

نگارنده: حسین محمدی

اساتید راهنما:

دکتر محمد رضا شجاعی

دکتر جمشید سلطانی نبی پور

تابستان ۱۴۰۰



پیوست شماره ۲

دانشکده : فیزیک و مهندسی هسته‌ای

گروه : فیزیک هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد / رساله دکتری آقای / خانم حسین محمدی
تحت عنوان: طراحی، شبیه سازی و بهینه سازی نمونه آزمایشگاهی دستگاه رادیولوژی تمام بدن و ارتقای
تفکیک پذیری تصاویر دیجیتال آن
در تاریخ ۱۴۰۱/۰۶/۲۴ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد/ رساله دکتری ارزیابی گردید و با
درجه عالی مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	نام و نام خانوادگی:		نام و نام - خانوادگی دکتر محمدرضا شجاعی
	نام و نام خانوادگی:		نام و نام - خانوادگی دکتر جمشید سلطانی نبی پور

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی: مجتبی هاشم زاده		نام و نام - خانوادگی دکتر امید ناصر قدسی
			نام و نام - خانوادگی دکتر احسان صادقی
			نام و نام - خانوادگی دکتر نیما قلعه

تقدیم بہ

مقدس ترین واژه مادر لغت نامہ دلم،

- مادر مہربانم کہ زندگیم را میون مهر و عطف آن می دانم.

- پدر مہربانی مشق، بردبار و حامی.

- ہمسرم کہ نشانہ لطف الہی در زندگی من است.

- فرزندانم ہمراہان، ہمیشگی و پشتوانہ های زندگیم.

تشکر و قدردانی

اکنون که به یاری پروردگار و یاری و راهنمایی اساتید بزرگ موفق به پایان رساندن این رساله شده‌ام وظیفه خود دانسته که نهایت سپاسگزاری را از تمامی عزیزانی که در این راه به من کمک کرده‌اند را به عمل آورم:

بر خود واجب می‌دانم از اساتید فرزانه جناب آقای دکتر شجاعی و دکتر سلطانی نبی‌پور که به عنوان استاد راهنما در مراحل مختلف این پایان‌نامه همواره با سعه صدر و گشاده رویی در کنار من بودند و در طول مدت تحصیل از راهنمایی‌های اخلاقی و علمی ایشان بهره‌جسته‌ام تشکر و قدردانی نمایم.

از داوران گرامی جناب آقایان دکتر ناصرقدسی از دانشگاه مازندران، دکتر صادقی از دانشگاه کاشان و دکتر قلعه از دانشگاه فردوسی مشهد که زحمت داوری و تصحیح این پایان‌نامه را به عهده داشتند کمال سپاس را دارم.

خالصانه از تمامی اساتید و معلمان و مدرسانی که در مقاطع مختلف تحصیلی به من علم آموخته و مرا از سرچشمه دانایی سیراب کرده‌اند متشکرم.

صمیمانه از سایر همکاران و دوستانی که هر کدام به نحوی در تهیه این مجموعه با این جانب همکاری داشته‌اند بالاخص جناب آقای مهندس حسینی مدیرعامل محترم شرکت آریا پرتونگار، مهندس جولایی، مهندس ملکی، مهندس بابایی، دکتر عسکری تشکر و سپاسگذاری نموده و موفقیت همه آنها را از خداوند متعال خواهانم.

تعمیر نامه

اینجانب حسین محمدی دانشجوی دوره دکتری رشته فیزیک هسته‌ای دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه «طراحی، شبیه سازی و بهینه‌سازی نمونه آزمایشگاهی رادیولوژی تمام بدن و ارتقای تفکیک پذیری تصاویر دیجیتال آن» تحت راهنمایی دکتر شجاعی متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در این پایان‌نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
- مطالب مندرج در پایان‌نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید .
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان‌نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .


۱۴۰۰/۸/۲۰

تاریخ
امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .

استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده:

این پایان نامه طراحی و شبیه‌سازی سیستم رادیوگرافی اشعه ایکس را با روش روبشی شکافی با استفاده از کد مونت کارلو چندمنظوره و قدرتمند GATE ارائه می‌دهد. فانتوم‌های مختلف را می‌توان به کمک این کد تعریف کرد. در این مطالعه هندسه چشمه تا آشکارساز و موقعیت جسم مورد مطالعه برای سیستم تصویربرداری روبشی شکافی تعریف شد و یک سیستم تصویربرداری اشعه ایکس با اسکن تمام بدن بر اساس پارامترهای موجود در زنجیره تصویربرداری شبیه‌سازی شد. در ادامه کاربردهای سیستم شبیه‌سازی برای کاهش پرتوهای پراکنده و فیلترگذاری مورد بحث و بررسی قرار گرفت. در این مطالعه همچنین اثرات عرض شکاف موازی‌ساز بر کیفیت تصویر و میزان دز جذبی بیمار به صورت همزمان بررسی شد. به منظور بررسی کیفیت تصویر آزمون‌های شی‌ای برای تعیین معیارهای استاندارد کیفیت تصویر، یعنی آزمون تباين و نسبت تباين به نوفه، MTF، NPS و DQE، و فانتوم انسان نمای Zubal برای ارزیابی و برآورد دز جذبی بیمار طراحی و استفاده شد. برای بهینه‌سازی کاهش میزان دز جذبی با حفظ کیفیت تصاویر سیستم روبشی شکافی، اثر ضخامت‌های مختلف فیلترگذاری روی باریکه پرتوی بین چشمه تا جسم مورد مطالعه قرار گرفت. همچنین به منظور کاهش نوسانات ولتاژ بر کیفیت باریکه پرتوی، اثر ریپل ولتاژ ناشی از ژنراتورهای مختلف مورد استفاده در رادیولوگرافی کلینیکی در محدوده انرژی‌های تشخیصی مورد ارزیابی قرار گرفت. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از معیارهای استاندارد کیفیت تصویر یعنی MTF، NPS و DQE با تصاویر اشعه ایکس واقعی مقایسه شدند. مقایسه تصاویر اشعه ایکس واقعی و شبیه‌سازی شده نشان داد که این فرایند شبیه‌سازی می‌تواند برای نمایش، تجزیه و تحلیل و مقایسه خروجی سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس موجود مورد استفاده قرار گیرد. همچنین نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که از مدل استفاده شده در این مطالعه می‌توان برای شبیه‌سازی طیف وسیعی از سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس روبشی شکافی استفاده کرد و کیفیت تصاویر آن‌ها را ارتقا بخشید و اصلاح نمود.

کلمات کلیدی: رادیوگرافی، سیستم تصویربرداری روبشی شکافی، شبیه‌سازی GATE، کیفیت تصویر،

دزیمتری فیلترگذاری

فهرست

فصل اول مقدمه	۱
۱-۱ هدف و دامنه پروژه	۲
۲-۱ تعریف مساله	۵
۳-۱ اهداف	۷
۴-۱ رئوس مطالب و مقالات مستخرج از پایان نامه	۸
فصل دوم مروری بر پیشینه	۱۱
۱-۲ شبیه‌سازی چشمه اشعه X	۱۲
۲-۲ شبیه‌سازی ترابرد اشعه X	۱۳
۳-۲ شبیه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری روبشی شکافی اشعه ایکس	۱۸
۴-۲ معیارهای کیفیت تصویر	۲۰
۱-۴-۲ معیارهای مبتنی بر ناحیه مورد بررسی	۲۰
۲-۴-۲ معیارهای مبتنی بر سیستم	۲۱
۳-۴-۲ تباین تصویر و نسبت تباین به نوفه CNR	۲۲
۴-۴-۲ تابع انتقال مدولاسیون ، طیف توان نوفه و کارایی کوانتومی آشکارساز	۲۳
فصل سوم ابزار شبیه‌سازی مونت کارلو GATE/GEANT4	۲۵
۱-۳ نمای کلی GATE	۲۶
۲-۳ GATE چیست	۲۷
۳-۳ ساختار کلی GATE	۲۷
۱-۳-۳ جهان	۲۸
۲-۳-۳ مواد	۲۹
۳-۳-۳ مواد اصلی	۳۰
۴-۳-۳ تعریف چشمه	۳۰

۳۰ چشمه ذرات عمومی (GPS)
۳۱ چشمه Voxelized
۳۲ ۵-۳-۳ فیزیک مساله
۳۳ ۶-۳-۳ شروع و خاتمه یک برنامه
۳۳ ۴-۳ محاسبه دز در GATE
۳۳ ۱-۴-۳ خروجی دز
۳۴ ۲-۴-۳ محاسبه دز جذب شده
۳۷ فصل چهارم طراحی و شبیه‌سازی سیستم رادیولوژی با روش روبشی شکافی
۳۹ ۱-۴ طراحی و الزامات سیستم
۳۹ ۱-۱-۴ مشخصات آشکارساز
۳۹ ۲-۱-۴ طراحی مکانیکی
۴۰ ۳-۱-۴ تیوب اشعه ایکس
۴۱ ۴-۱-۴ حالت یکپارچه سازی تاخیر زمانی
۴۳ ۲-۴ مدل سازی سیستم تصویربرداری و عملکرد آن
۴۴ ۱-۲-۴ تعریف هندسه
۴۴ ۲-۲-۴ شبیه‌سازی آشکارساز اشعه ایکس
۴۵ ۳-۴ شبیه‌سازی نمونه سیستم تصویربرداری روبشی شکافی
۴۵ ۱-۳-۴ تعریف طیف انرژی اشعه ایکس
۴۵ ۲-۳-۴ پیکربندی هندسه تصویربرداری
۴۶ ۳-۳-۴ فانتوم آزمون شیء
۴۷ ۴-۳-۴ کیفیت تصویر
۴۷ ۱-۴-۳ نسبت تباین به نوفه
۴۸ ۲-۴-۳ تفکیک پذیری فضایی
۴۸ ۵-۳-۴ نتایج و بحث

فصل پنجم بررسی و بهینه سازی پارامترهای تاثیرگذار بر سیستم تصویربرداری رادیوگرافی تمام بدن با روش روبشی شکافی	۵۵
۱-۵ بررسی اثر عرض شکاف موازیساز بر کیفیت تصویر و میزان دز جذبی بیمار.....	۵۶
۱-۱-۵ پیکربندی آزمون شیای.....	۵۷
۲-۱-۵ فانتوم انسان نما.....	۵۸
۳-۱-۵ مشخصات شبیه سازی.....	۵۹
۴-۱-۵ کیفیت تصویر.....	۶۰
۱-۴-۱-۵ نسبت تباین به نوفه.....	۶۰
۲-۴-۱-۵ تفکیک پذیری سیستم از طریق MTF.....	۶۰
۳-۴-۱-۵ طیف توان نوفه.....	۶۲
۴-۴-۱-۵ کارایی کوانتومی آشکارساز.....	۶۳
۵-۱-۵ نتایج و بحث.....	۶۳
۲-۵ بررسی اثر فیلترگذاری در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی.....	۷۲
۱-۲-۵ مقدمه	۷۳
۲-۲-۵ آزمون تباین.....	۷۴
۳-۲-۵ روش کار.....	۷۵
۴-۲-۵ نتایج و بحث.....	۷۵
۳-۵ بررسی اثر نوسانات ولتاژ بر کیفیت پرتوهای ایکس در محدوده انرژی رادیولوژی تشخیصی.....	۷۸
۱-۳-۵ روش انجام کار.....	۷۹
۲-۳-۵ نتایج و بحث.....	۸۱
فصل ۶.....	۸۹
نتیجه گیری و پیشنهادات.....	۸۹
مراجع.....	۹۳

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۳: هسته - GEANT4 یک لایه کاربردی امکان پیاده سازی کلاسهای کاربر مشتق شده از کلاسهای لایه اصلی را فراهم می‌کند ۲۸
- شکل ۲-۳: فانتوم زوبال ZUBAL مرد استاندارد با نقشه بافت های مختلف به عنوان هندسه حجمک شده برای ورودی کد GATE ۳۲
- شکل ۱-۴: تفاوت هندسه یک سیستم رادیوگرافی دیجیتال تمام میدان در سمت چپ و یک سیستم روبشی شکافی در سمت راست. اثرات همگرایی و پرتوی باریک بادبزی بر روی آشکارساز و حجم بیمار نشان داده شده است ۳۸
- شکل ۲-۴: طرح کلی سیستم تصویر برداری روبشی شکافی. فاصله آشکارساز تا چشمه (SDD) ، فاصله کولیماتور تا آشکارساز (CDD) ۴۰
- شکل ۳-۴: طرح کلی محاسبه تشکیل تصویر در سیستم تصویر برداری روبشی شکافی. ۴۲
- شکل ۵-۴: فانتوم آزمون شیای طراحی شده برای تعیین کیفیت تصویر خروجی از کد GATE ۴۷
- شکل ۶-۴: مقایسه طیف انرژی شبیه سازی شده با کد GATE و نتایج تجربی اندازه گیری شده [۷۸] در انرژی ۱۰۰ kVp ۴۸
- شکل ۷-۴: نمودار وابستگی عرض باریکه پرتو (B) با عرض شکاف کولیماتور ۴۹
- شکل ۸-۴: نمونه ای از تصویر به دست آمده از شبیه سازی آزمون شیای با کد GATE برای عرض شکاف کولیماتور ۰/۴mm ۵۰
- شکل ۹-۴: پروفایل تصاویر شبیه سازی شده از فیلترهای مسی (ب) نسبت سیگنال به نوفه (CNR) ایجاد شده در تصاویر روبشی شکافی به ازای عرض کولیماتور ۰/۴ mm از فیلترهای مسی ۵۲
- شکل ۱۰-۴: پروفایل خط مربوط به شکاف کولیماتور با عرض ۰/۴mm ۵۳
- شکل ۱-۵: نمایی از آزمون شیای مورد استفاده در این مطالعه که مطابق با فانتوم آلفا است ۵۸
- شکل ۲-۵: نمایی از فانتوم Zubal مورد استفاده در کد GATE ۵۹
- شکل ۳-۵: طرح کلی محاسبه تابع پهن شدگی لبه (ESF) ۶۱
- شکل ۴-۵: یک مثال از سه ناحیه پیکسل که تا حدی با هم همپوشانی دارند، در یک ناحیه یکنواخت پرتوگیری نشان داده شده است. مربع ها در هر دو جهت نیم مربع همپوشانی دارند. سه مربع با خطوط ضخیم نشان داده شده است. برای هر مربع طیف توان نوفه تعیین می شود. به طور متوسط از این طیف ها طیف صافی بدست می آید ۶۲
- شکل ۵-۵: تصویر آزمون شیای بدست آمده از کد GATE برای عرض ۴ میلی متر شکاف موازی ساز ۶۵
- شکل ۶-۵: الف) پروفایل خطی تصاویر شبیه سازی شده آزمون شیای (ب) نسبت تباین به نوفه (CNR) محاسبه شده از تصاویر سیستم روبشی شکافی در عرضهای مختلف موازی ساز از فیلترهای مسی ۶۶
- ۷-۵ الف) تابع انتقال مدولاسیون (ب) طیف توان نوفه بدست آمده از تصاویر شبیه سازی شده ۶۷

- شکل ۵-۸: کارائی کوانتومی آشکارساز محاسبه شده برای عرض شکافهای مختلف..... ۶۸
- شکل ۵-۹: پروفایل خطی آزمون تفکیکپذیری فضایی آزمون شیای در قسمت جفت خط بر میلیمتر در شکافهای الف) ۰/۴ میلیمتر ب) ۴ میلیمتر..... ۷۰
- شکل ۵-۱۰: تصویر پرتوهای شده‌ی فانتوم انسان نما..... ۷۱
- شکل ۵-۱۱: فانتوم آزمون تباین برای تعیین تباین تصویر خروجی مدل شبیه‌سازی با کد GATE..... ۷۵
- شکل ۵-۱۲: اثر فیلترگذاری بر روی طیف انرژی در ۱۰۰ kVp ۷۶
- شکل ۵-۱۳: نسبت تباین به نوفه ایجاد شده در تصاویر سیستم تصویربرداری روبشی شکافی به ازای عرض کولیماتور ۰/۴ mm از فانتوم تباین به نوفه..... ۷۷
- شکل ۵-۱۴: نمایش از هندسه شبیه‌سازی شده در کد GATE..... ۷۹
- شکل ۵-۱۵: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۶۰ kV..... ۸۲
- شکل ۵-۱۶: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۷۰ kV..... ۸۲
- شکل ۵-۱۷: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۸۰ kV..... ۸۳
- شکل ۵-۱۸: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۹۰ kV..... ۸۳
- شکل ۵-۱۹: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۱۰۰ kV..... ۸۴
- شکل ۵-۲۰: نمودار تغییرات HVL بر حسب نوسانات ولتاژ در ولتاژهای ۸۰ kV و ۱۰۰ kV..... ۸۵

فصل اول

مقدمه

در این فصل مختصری در مورد موضوعات مربوط به کارهای انجام شده در این پایان نامه توضیح داده می‌شود. روش‌های مونت کارلو، رادیوگرافی دیجیتال، رادیوگرافی روبشی شکافی^۱، ... بحث شده است. هدف و دامنه کاربرد در بخش ۱-۱ ارائه شده است، تعریف مسأله در بخش ۱-۲ شرح داده شده و اهداف انجام این مطالعه در بخش ۱-۳ و رئوس مطالب و مقالات استخراج شده از این پایان نامه در بخش ۱-۴ شرح داده شده است.

۱-۱ هدف و دامنه پروژه

شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای به روش مونت کارلو ابزار مفیدی برای طراحی و بهینه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری اشعه X دیجیتال هستند. آنها همچنین امکان آزمایش و مقایسه سیستم‌های مختلف تصویربرداری اشعه X و هندسه را بدون نیاز به ساخت نمونه‌های اولیه فراهم می‌کنند که باعث صرفه جویی در وقت و هزینه می‌شود.

شبیه‌سازی تصاویر اشعه X می‌تواند به عنوان یک مسئله ترابرد پرتو، با ردیابی مسیرهای فوتون اشعه X هنگام عبور از ماده، فرموله شود. انتقال پرتو از درون ماده از سال ۱۹۰۰ موضوع تحقیق محققان بوده و در ابتدا بر اساس معادله ترابرد بولتزمن پایه ریزی شده بود. این فرمول بندی مسئله به هندسه های ساده محدود می‌شود، وقتی در فانتوم ها و هندسه های پیچیده اعمال می‌شود خطاهایی ایجاد می‌کند [۱]. شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای به طور کلی ابزار مفیدی برای توصیف مسئله ترابرد پرتو هستند و در این پایان نامه نیز از مسئله ترابرد اشعه X استفاده شده است. از شبیه‌سازی‌های اشعه X می‌توان برای مطالعه طیف وسیعی از کاربردهای پزشکی استفاده کرد (به عنوان مثال ماموگرافی ، اشعه X تمام بدن ، توموسنتز و غیره) ، این روش‌ها ارزان هستند و برای تخمین اطلاعات بسیار دشوار

¹ Slot-Scanning

یا حتی غیرممکن و برای اندازه گیری تجربی می توانند مفید باشند، (به عنوان مثال تابش پراکنده ، نقشه های سه بعدی شار پرتوی های ورودی و یا دز دریافتی و غیره). همچنین می توان از آنها برای انجام مطالعات تحقیقاتی هنگام انتخاب متغیرهای عملیاتی در سیستم های تصویربرداری اشعه X جدید یا بهبود سیستم های موجود استفاده کرد. با پیشرفت در فناوری رایانه ای، روش های مونت کارلو به عنوان گزینه هایی برای حل مسئله انتقال پرتو توسعه یافتند. این روش ها بر اساس استفاده از اعداد تصادفی استوار هستند و شبیه سازی مونت کارلوی مسئله ترابرد اشعه X شامل تولید فوتون های تصادفی است که برهمکنش های فوتون را تا تولید تصویر، ردیابی می کند. بسیاری از پیاده سازی های مونت کارلو برای مسئله ترابرد اشعه X وجود دارد؛ کد مونت کارلوی GATE یکی از مواردی است که در این پایان نامه استفاده شده است.

سیستم تصویربرداری روبشی شکافی روشی است برای گرفتن تصویر اشعه X با ترکیبی از چشمه اشعه X و آشکارساز که در حین دستیابی به تصویر، در سراسر بیمار حرکت می کنند. پرتوهای گسیل شده از چشمه اشعه X با استفاده از یک شکاف باریک جمع شده و در نتیجه یک پرتو بادبزی باریک (نه یک پرتو مخروطی که در رادیوگرافی معمولی استفاده می شود) از بیمار عبور می کند و در آشکارساز دریافت می شود. همانطور که چشمه اشعه X و آشکارساز در طول بیمار حرکت می کنند ، پرتو بادبزی باریک باعث ایجاد شکاف داده های تصویر در آشکارساز می شود. این شکاف ها با هم ترکیب می شوند و تصویر نهایی اشعه X از بیمار را تشکیل می دهند. روش تصویربرداری روبشی شکافی باعث تولید مقدار کمتری از پرتوی پراکنده شده و در نتیجه دز تابش در بیماران را کاهش می دهد [۲].

مدل های مختلفی برای طراحی و بهینه سازی سیستم های تصویربرداری اشعه X ساخته و استفاده شده اند، اما این مدلها یا فقط بخش هایی از زنجیره تصویربرداری را شبیه سازی می کنند مانند طیف انرژی اشعه X [۳ و ۴] و تابش پراکنده [۵ و ۶]، و یا برای شبیه سازی سیستم های تصویربرداری اشعه X و

فانوم‌های مختلف به اندازه کافی منعطف نیستند [۷ و ۸]. بعلاوه، روش‌های شبیه‌سازی بسیار کمی برای سیستم‌های تصویربرداری روبشی شکافی در دسترس است و برای آنها کاربردهای خاص و محدودی وجود دارد. بنابراین یک سیستم شبیه‌سازی قابل استفاده و چند منظوره برای طراحی سیستم‌های تصویربرداری اشعه X روبشی شکافی مورد نیاز است.

برای بیش از یک قرن است که رادیوگرافی با استفاده از فیلم برای گرفتن تصویر یک روش معمول می‌باشد. کاهش دز تابش به بیمار در ابتدا به اندازه دریافت تصویر مناسب مهم نبود و بسیاری از بیمارستان‌ها برای بدست آوردن تصویر با کیفیت بهتر، دز بیشتری به بیمار تحمیل می‌کردند. در چند سال اخیر تأکید بیشتری بر بهینه سازی شرایط تصویربرداری برای به دست آوردن تصاویر بهتر همزمان با تلاش برای کاهش دز انجام شده است [۹].

ظهور تصویربرداری دیجیتال، انقلابی در زمینه تصویربرداری پزشکی ایجاد کرده است. فناوری دیجیتال امکان انعطاف‌پذیری در تصویربرداری تشخیصی را فراهم کرد تا جایی که می‌توان تصاویر مناسب را با سطح پرتوگیری بسیار پایین‌تری به دست آورد [۱۰]. همچنین مشخص شده است که آشکارسازهای دیجیتال تصاویری برابر یا برتر از سیستم‌های رادیوگرافی معمولی تولید می‌کنند. مزیت دامنه دینامیکی بزرگ موجود در سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال این است که امکانات زیادی برای بهینه سازی دز بیمار و نسبت کیفیت تصویر را در اختیار می‌گذارد. [۱۱].

طیف گسترده‌ای از سیستم‌های تصویربرداری دیجیتال منجر به یک چالش جدید برای رادیولوژی می‌شود، فیزیکدانان و رادیولوژیست‌های پزشکی باید همکاری کنند و دریابند کدام یک از روش‌های رادیوگرافی دیجیتال برای یک مطالعه خاص موثرتر است و آیا عملکرد سیستم، انتظارات را برآورده

می کند یا خیر [۱۲]. این مزایا منجر به تبدیل شدن سیستم‌های دیجیتالی به استاندارد طلایی فعلی در رادیوگرافی شده است [۱۱].

۲-۱ تعریف مساله

آسیب^۱، اولین علت مرگ و میر و از علل اصلی از کار افتادگی و معلولیت جمعیت فعال در کشورهای در حال توسعه می باشد [۱۷-۱۳]. متأسفانه اهمیت این موضوع در این کشورها کمتر مورد توجه قرار گرفته است [۱۸]. با توجه به آمارهای سازمان بهداشت جهانی این وضعیت در حال بدتر شدن است و بر طبق پیش بینی این سازمان تا سال ۲۰۲۵ میلادی، حوادث ناشی از تصادفات به تنهایی دومین علت مرگ و میر در سراسر جهان را به خود اختصاص خواهند داد [۱۳]. بررسی میزان مرگ و میر ناشی از آسیب در هر صد هزار نفر جمعیت نشان می دهد که این میزان در جهان ۲۲ نفر و در ایران ۳۹ نفر بوده است [۱۹]. از طرفی آسیب، هزینه های مستقیم و غیرمستقیم اقتصادی و اجتماعی زیادی را نیز به جامعه تحمیل کرده است. این امر سیاست گذاران و دست اندرکاران سیستم‌های بهداشتی و درمانی را به اتخاذ تدابیری اساسی در این زمینه وا داشته است. امروزه سیاست این سیستم ها بر اساس اقدامات پیشگیرانه و مراقبت های مورد نیاز این بیماران شکل گرفته است [۲۰-۲۲]. کاهش میزان مرگ و میر، بهبود نهایی بیماران دچار آسیب دیدگی شدید و کاهش بار اقتصادی اجتماعی از مزایای بدست آمده ناشی از این سیاست ها در کشورهای مختلف بوده است [۲۲-۲۳]. پیشرفت های بیشتر در این زمینه نیازمند جمع آوری اطلاعات، برنامه ریزی و تدوین استراتژی های جدید است.

بر اساس نتایج مطالعات شایع ترین علت آسیب تصادف با وسایل نقلیه موتوری و سقوط از ارتفاع بوده است. بیشتر موارد مرگ و میر و نیاز به بستری در بخش مراقبت‌های ویژه نیز در بیمارانی که از طریق

¹ Truma

همین دو عامل دچار آسیب شده اند، اتفاق افتاده است. به نظر می‌رسد که عدم رعایت قوانین راهنمایی و رانندگی توسط رانندگان در سطح شهر، عدم رعایت قوانین ایمنی و بی احتیاطی در محل کار، کم توجهی به علائم راهنمایی و رانندگی درون شهری هنگام عبور و مرور از خیابان ها و معابر پر خطر از علل بالاتر بودن شیوع، ساز و کارهای ذکر شده در سطح ایران می‌باشند. آسیب قفسه سینه و بعد از آن آسیب سر، شایعترین نوع آسیب در میان بیماران فوت شده بودند [۱۸ و ۲۴].

تصادف با وسایل نقلیه موتوری و سقوط از ارتفاع به تنهایی بیش از ۲۲ درصد از علل مراجعه بیماران به واحد های آسیب اورژانس ایران را به خود اختصاص داده‌اند. این در حالی است که همین دو علت شایعترین ساز و کار آسیب در بیماران فوت شده و نیازمند بستری در بخش مراقبت های ویژه نیز بودند [۲۴]. در حالت واقعی، در تصویربرداری اشعه X باید ارزیابی رادیوگرافی جامعی از تمام بدن مجروح انجام بگیرد. با این حال، به دلیل صرفه جویی در وقت و تسریع تریاژ اغلب تنها مناطقی که بلافاصله مورد بررسی قرار می‌گیرند، قفسه سینه، لگن و ستون فقرات گردنی از پهلو می باشد. تاخیرات ذاتی، دز پرتویی نسبتاً بالا و مشکلات عملی رادیوگرافی برای بیمارانی که شکستگی چندگانه دارند می‌تواند تاثیرات نامطلوبی در مدیریت زمان، با در نظر گرفتن اهمیت حیاتی دسترسی پزشک به بیماران به شدت حادثه دیده در زمان طلایی شود. آمار بالای مرگ و میر در هر سال، باعث شده تا آسیب در ایران به عنوان یکی از دغدغه های اصلی به حساب می‌آید. این بدان معنی است که در بخش اورژانس در سراسر کشور تقاضا بیش از ظرفیت است. در این وضعیت، لازم است تا اولویت بندی بیماران بر اساس شدت ضربه انجام شود و سپس با توجه به منابع محدود موجود اطمینان حاصل شود که این منابع در بهترین راه ممکن استفاده می‌شود [۲۵].

هدف اصلی این مطالعه طراحی یک سیستم شبیه‌سازی دقیق، منعطف، قابل استفاده برای عموم و آسان برای سیستم‌های تصویربرداری اشعه X روبشی شکافی تمام بدن گرافی با تصاویر دیجیتال برای بیماران حادثه دیده، جهت تسریع در تریاژ و بهبود عملکرد تشخیصی، کاهش دز تابشی و کاربردهای بالینی در مقایسه با رادیوگرافی معمولی در یک واحد پزشکی می‌باشد.

۳-۱ اهداف

هدف این مطالعه توسعه ابزارهای مدل‌سازی و شبیه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری اشعه X روبشی شکافی است. اهداف به شرح ذیل می‌باشند:

- ۱- شبیه‌سازی و تأیید طیف انرژی حاصل از سیستم تصویربرداری اشعه X،
- ۲- تعیین پارامترهای تاثیرگذار بر طیف انرژی و کیفیت تصویر و بهینه‌سازی آنها در سیستم تصویربرداری اشعه X
- ۳- شبیه‌سازی و تأیید تصاویر اشعه X از سیستم تصویربرداری اشعه X روبشی شکافی،
- ۴- استفاده از فرآیند شبیه‌سازی در تغییرات معمول تصویربرداری اشعه X برای نشان دادن کاربرد آن ،
- ۵- طراحی و شبیه‌سازی یک فانتوم کنترل کیفی سه بعدی و معادل بافت،
- ۶- ارائه یک چارچوب کاربرپسند و قابل مشاهده برای آزمایش‌ها و شبیه‌سازی‌های بیشتر در تصویربرداری روبشی شکافی

۴-۱ رئوس مطالب و مقالات مستخرج از پایان نامه

فصل ۲ مرور ادبیات گذشته در موضوع پروژه را ارائه می‌دهد و پارامترهای کیفیت تصویر را تعریف می‌کند. کارهای قبلی انجام شده در زمینه شبیه‌سازی مونت کارلو، شبیه‌سازی تصویربرداری اشعه X، رادیوگرافی دیجیتال و رادیوگرافی روبشی شکافی در این فصل ارائه شده است.

کد محاسباتی GATE، با زیر برنامه‌ها و پیشرفت‌های خود، در فصل ۳ شرح داده شده است. مولفه‌های مختلف شبیه‌سازی یعنی چشمه، مدل‌های آشکارساز، مواد و هندسه در این فصل بحث شده است. کارهای قبلی استفاده از بسته GATE نیز مورد بررسی قرار گرفته است.

در فصل ۴، طراحی و شبیه‌سازی سیستم رادیولوژی با روش روبشی شکافی بحث شده است. اجزای جداگانه زنجیره تصویربرداری، پارامترهای سیستم اشعه X و فرآیند شبیه‌سازی بر اساس تکنیک مورد استفاده فرموله می‌شود. تصاویر اشعه X شبیه‌سازی شده با استفاده از تصاویر اشعه X واقعی و اقدامات مختلف کیفیت تصویر اعتبار سنجی می‌شوند.

از این قسمت یک مقاله علمی پژوهشی در مجله پژوهش فیزیک ایران با عنوان «شبیه‌سازی سیستم تصویربرداری روبشی شکافی و بررسی کیفیت تصاویر آن» به چاپ رسیده است.

سه کاربرد فرآیند شبیه‌سازی و موارد بهینه‌سازی کیفیت تصاویر در فصل ۵ بررسی شده است. اثرات عرض شکاف بر تابش پراکنده و ضخامت فیلتر بر کیفیت تصویر و اثر نوسانات ولتاژ بر کیفیت تصاویر مطالعه شده است.

از این قسمت یک مقاله ISI در مجله "Applied Radiation and Isotopes" با عنوان "Image quality and dose assessment of collimator slit width effect in SLOT-SCAN X-ray imaging system"

و یک مقاله علمی پژوهشی در ویژه نامه مجله «سنجش و ایمنی پرتو» با عنوان « بررسی اثر نوسانات ولتاژ بر کیفیت پرتوهای ایکس در محدوده انرژی رادیولوژی تشخیصی» و یک مقاله کنفرانسی در «ششمین کنفرانس سنجش و ایمنی پرتوهای یونساز و غیر یونساز» با عنوان «بررسی اثر فیلترگذاری در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی» منتشر شده است. در فصل ۶ نتیجه گیری و توصیه هایی برای کارهای آینده ارائه شده است.

فصل دوم

مروری بر هیشینه

این فصل ادبیات علمی مربوط به کار انجام شده در این پایان نامه را مرور می‌کند. کارهای قبلی انجام شده در شبیه‌سازی تصاویر اشعه X مورد بحث قرار گرفته و مروری بر ادبیات مربوط به شبیه‌سازی اجزای زنجیره تصویربرداری نیز ارائه شده است. معیارهای کیفیت تصویر، برای مقایسه تصاویر اشعه X واقعی و شبیه‌سازی شده برای اعتبار سنجی، در این فصل تعریف شده است. مروری بر تحقیقات انجام شده برای مطالعه رادیوگرافی دیجیتال نیز ارائه شده است. مطالعات گذشته مربوط به چشمه اشعه X و شبیه‌سازی تراپرد آن در بخش ۲-۱ و ۲-۲ ارائه شده است. شبیه‌سازی سیستم‌های اشعه X روبشی شکافی در بخش ۲-۳ بحث شده است و معیارهای کیفیت تصویر در بخش ۲-۴ شرح داده شده و مروری بر کارهای قبلی انجام شده در رابطه با رادیوگرافی دیجیتال در بخش ۲-۵ ارائه شده است.

۱-۲ شبیه‌سازی چشمه اشعه X

در داخل تیوب اشعه X، یک باریکه الکترون در نقطه کانونی بر روی یک آند فلزی (مانند تنگستن، رودیم یا مولیبدن) برخورد کرده و پرتوهایی از خود گسیل می‌کند که طیف انرژی را تشکیل می‌دهند. هنگامی که باریکه الکترون به هدف نفوذ می‌کند، الکترون‌ها از هسته‌ی هدف پراکنده می‌شوند و در نتیجه باعث انتشار تابش ترمزی (برمشترا لانگ) و تابش مشخصه می‌شوند. زاویه ماده هدف با باریکه الکترون می‌تواند باعث توزیع جهت دار اشعه X شود. این توزیع جهت دار منجر به اعوجاج شکل باریکه بادبزی برای تابش می‌شود که به آن اثر پاشنه آند می‌گویند. روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری، محاسبه و شبیه‌سازی طیف‌های اشعه X وجود دارد. طیف‌های اندازه‌گیری شده با استفاده از درون‌یابی‌های چند جمله‌ای توسط Boon [۲۶] بر اساس اندازه‌گیری‌های فیزیکی طیف‌های انرژی ساخته شده توسط Fewell [۲۷] فرمول بندی شده اند. SpekCalc [۳]، برنامه‌ای

برای محاسبه طیف اشعه X از آندهای تنگستن است که از معادلات قطعی برای تابش ترمزی همراه با توزیع الکترون از پیش محاسبه شده، استفاده می کند. نتایج حاصل از SpekCalc را با تخمین طیف انرژی اشعه X با استفاده از دو روش شبیه‌سازی دیگر [۴ و ۲۸] مقایسه کرد که نتایج مشابه مشاهده شد.

۲-۲ شبیه‌سازی ترابرد اشعه X

ترابرد پرتو درون ماده به طور گسترده ای از دهه ۱۹۰۰ مورد مطالعه قرار گرفته است [۲۹]. الکترون ها، پوزیترون ها و فوتون های پر انرژی که در ماده نفوذ می کنند تحت تأثیر برهمکنش های مختلفی قرار می گیرند که ذرات ثانویه را تولید می کنند. هر برهمکنش، انرژی ذرات نافذ را کاهش می دهد و مسیر حرکت ذرات که اغلب «دوش^۱» پرتو نامیده می شود، نشان دهنده مقدار تنزل انرژی است.

مدل های برهمکنش برای ردیابی برهمکنش های فوتون های اشعه X در تاریخچه های تصادفی ساخته شده اند. این تاریخچه های فوتون که به آن سطح مقطع نیز گفته می شود، توابع توزیع احتمال را تعریف می کند که یک مسیر را فرمول بندی می کند. تاریخچه تصادفی بیشتری را می توان بر اساس توابع توزیع احتمال ایجاد کرد. با استفاده از روش های نمونه برداری و حجم زیاد نمونه برای تاریخچه های تولید شده، می توان اطلاعات کمی از فرآیند ترابرد را بدست آورد. این اطلاعات، در مورد مسئله ترابرد فوتون های اشعه X، اطلاعات مربوط به مقصد فوتون ها است که منجر به تشکیل تصویر اشعه X می شود.

شبیه‌سازی اشعه X مستلزم ردیابی مسیرهای فوتون اشعه X از چشمه، درون جسم مورد آزمایش تا آشکارساز است و اساساً یک مسئله ترابرد پرتو است. شبیه‌سازی های رایانه ای ابزار مفیدی برای توصیف مورد اخیر هستند [۳۰]. از معادله بولتزمن در ابتدا برای مطالعه مسئله ترابرد پرتو استفاده شد، اما برای

¹ shower

هندسه های ساده محدودیت‌های قابل توجهی داشت [۱ و ۲۹]. در اوایل دهه ۱۹۶۰، با پیشرفت های محاسباتی، شبیه‌سازی‌های مونت کارلو (MC) به عنوان ابزاری قدرتمند برای مشکلات ترابرد پرتوی توسعه یافت. کد محاسباتی مونت کارلو مانند ETRA [۳۱]، ITS3 [۳۲]، EGS4 [۳۳]، EGS5 [۳۴]، GEANT3 [۳۵]، GEANT4 [۳۶ و ۳۷]، MCNP [۶۶] و FLUKA [۶۶]. این روش‌های شبیه‌سازی به عنوان روش‌های «متراکم»^۱ مونت کارلو طبقه بندی می‌شوند [۳۸]، زیرا تقریبی هستند و می‌توانند منجر به خطاهای سیستماتیک شوند [۳۹].

۲-۲-۱ ابزار شبیه‌سازی مونت کارلو

ITS3 [۳۲] سومین نسخه نرم افزار ITS بود که یک راه حل مونت کارلو برای مسئله ترابرد فوتون ارائه داد. ITS3 تولید و انتقال فوتون‌ها از طریق ماده را بر اساس روشی منحصر به فرد مدل سازی کرد [۳۱]. ITS همچنین با انتقال الکترون و فوتون به عنوان بخشی از شبیه‌سازی، مسئله ترابرد الکترون را نیز حل کرد. فوتون‌های اولیه (پراکنده)، فوتون‌های پراکنده و پرتوهای نشت شده، ردیابی شدند. پروفایل انرژی واگذار شده فوتون و الکترون می‌تواند در این کد رسم شوند. با وجود پیشرفت در روش‌های شبیه‌سازی قبل از آن، کد ITS3 نسبتاً یک کد اصلی بود و محدودیت‌های خود را داشت. این کد فقط ۱۰۰ عنصر را در خود جای داده بود و مدل سازی خصوصیات مواد پیچیده در آن دشوار بود. محدودیت‌هایی در هندسه مورد استفاده برای شبیه‌سازی وجود داشت زیرا مدل بر ترابرد فوتون متمرکز شده بود نه هندسه سیستم. علاوه بر این، سیستم شبیه‌سازی به طور خاص برای تصویربرداری با اشعه X طراحی نشده بود، بنابراین فاقد اجزای اساسی چنین سیستمی، مانند آشکارساز بود.

¹ Condensed

EGS4 [۳۳] و EGS5 [۳۴] نسخه های ۴ و ۵ سیستم کد «دوش» الکترون-گاما (EGS) بودند. EGS4 نسخه EGS3 را با استفاده از ترابرد پرتوهای کم انرژی ، که قبلا توسط ETRAN پوشش داده شده بود، توسعه داد [۳۱]. چند بروزرسانی قابل توجه در EGS4 شامل مدل های پراکندگی ریلی و بسته های هندسی انجام گرفته بود. EGS5 ، نسخه پنجم کد، یک مدل پراکندگی کامپتون را نیز اضافه کرد و فیزیک فوتون را به روز کرد تا ترابرد فوتون با دقت بیشتری مدل سازی شود. یک مولد تولید اعداد تصادفی جدید برای بهبود عملکرد روشهای مونت کارلو اجرا شد. سیستم کد EGS از نظر هندسه محدود است و شبیه سازی تعداد زیادی از دوش های فوتونی با استفاده از EGS دشوار است [۲۹]. علاوه بر این ، سیستم EGS به طور خاص برای شبیه سازی تصویربرداری اشعه X طراحی نشده است بنابراین فاقد ویژگی هایی مانند هندسه تصویربرداری اشعه X و اجزایی مانند چشمه اشعه X و آشکارساز ها است. این باعث می شود که سیستم کد در مقایسه با سایر سیستم هایی که برای تصویربرداری با اشعه X به راحتی اصلاح می شوند، کمتر مفید باشد.

GEANT3 و GEANT4 ، نسخه های توسعه یافته ای از برنامه GEometry ANd Tracking هستند که حرکت ذرات (الکترون ، پوزیترون و فوتون) در ماده را شبیه سازی می کنند. از ویژگی های این برنامه می توان به هندسه ، آشکارساز و تشخیص ذرات اشاره کرد. هندسه آن انعطاف پذیر است بنابراین می تواند طرح فیزیکی آشکارسازها و چشمه ها را تجزیه و تحلیل کند و نحوه تأثیر آنها بر مسیر فوتون را شبیه سازی کند. ردیابی ذرات شامل کتابخانه های برخورد و زیربرنامه ها برای شبیه سازی برهمکنش ذرات هنگام عبور آنها از ماده است. GEANT4 همچنین روشهایی را برای بهبود کارایی کد با استفاده از برنامه نویسی موازی پیاده سازی می کند. برای اجرای GEANT4 به یک دانش سطح پیشرفته ++C نیاز هست و نصب آن به مهارت هایی بیشتر از مهارت های پلایه کامپیوتر نیاز دارد. این یک عامل محدود کننده در استفاده از GEANT4 است [۲۹].

Bottigli یک روش شبیه‌سازی مبتنی بر مونت کارلو برای تصویربرداری اشعه X و آزمایش طیف سنجی انجام شده بر روی نمونه‌های مشخص در یک شبکه سه بعدی را توصیف کرد. شبکه از حجمک‌های سه بعدی تشکیل شده بود که می‌توان چگالی جرمی و ترکیب شیمیایی آنها را تنظیم کرد. اثرات ترابرد فوتون مانند جذب فوتوالکتریک، انتشار فلورسنت و مدل‌های پراکندگی ریلی و کامپتون در کد گنجانده شده بود. مسیرهای حرکت هر فوتون از چشمه به آشکارساز شبیه‌سازی شده بود. نقطه شروع، جهت و انرژی هر فوتون شبیه‌سازی شده به طور تصادفی بر اساس فایل‌های تعریف چشمه اشعه X، تولید شدند. این کد برای انرژی‌های بالاتر از ۱۰۰ کیلوولت غیرقابل اطمینان است و زیر انرژی ۱ کیلوولت آزمایش نشده است. برخی آزمایش‌های اصلی نشان داد که از ابزار شبیه‌سازی شده می‌توان برای تصویربرداری اشعه X و آزمایش طیف سنجی استفاده کرد، اما اعتبارسنجی کاملی انجام نشده است [۴۰].

Golosio با استفاده از روش‌های کاهش واریانس و شبیه‌سازی مونت کارلو، کارایی سیستم کد معرفی شده در [۴۰] را بهبود بخشید. برنامه XRMC، از سطوح چهارگوش به جای حجمک استفاده کرده است. استفاده از سطوح، زمان اجرای برنامه را بهبود می‌بخشد و تعاریف حجمک مورد نیاز را کاهش می‌دهد [۴۰]. هندسه تصویربرداری اشعه X به خوبی با استفاده از سطوح چهارگوش تعریف شد زیرا خصوصیات ماده به هر سطح تخصیص داده شد. خواص مواد از چگالی جرمی و ترکیب عناصر در یک سطح مشخص تشکیل شد. XRMC خروجی آشکارسازهای واقعی را شبیه‌سازی نمی‌کند و برای دستیابی به این هدف ممکن است پردازش پس از گرفتن خروجی داده‌ها نیاز باشد. XRMC همچنین فاقد پشتیبانی است و سیستم کد مستندسازی نشده است که یادگیری و استفاده از آن را دشوار می‌کند [۴۱].

PENELOPE [۲۹]، که از سال ۱۹۹۶ توسط آژانس انرژی هسته ای توسعه و پشتیبانی شده است، یک سیستم کد شبیه‌سازی مونت کارلو است که برای مدل سازی مسئله ترابرد ذرات استفاده می‌شود. مولفه‌های اساسی مانند هندسه انعطاف پذیر، مدل های پراکندگی فوتون، پایگاه داده های مواد و مدل های برهم کنش ذرات در طی سال‌ها به‌روزرسانی شده و سیستم کد اصلاح شد. برنامه های اضافه شده [۳۰ و ۴۲] با اضافه کردن چشمه اشعه X، استفاده از مش‌های مثلثی برای بهبود توصیف هندسی اجسام و ایجاد شبیه‌سازی های تصویر اشعه X، عملکرد PENELOPE را افزایش داد. ماهیت ماژولار سیستم کد (دارای قسمت های کوچک)، درک و اصلاح آن را آسان می‌کند. برای بهبود سرعت و کارایی شبیه‌سازی می‌توان از روش‌های برنامه نویسی موازی و روشهای کاهش واریانس استفاده کرد. از افزونه penVox ارائه شده در [۴۲] برای توصیف هندسه حجمک سه بعدی برای شبیه‌سازی های PENELOPE، علاوه بر هندسه سطح چهارگوش که بسته ذاتی کد است، استفاده شد.

XRaySim [۸] یک بسته شبیه‌سازی متن باز^۱ است که برای آزمایش‌های غیر مخرب صنعتی و کاربردهای تصویربرداری پزشکی استفاده می‌شود. برای شبیه‌سازی اشعه X از کتابخانه های ++C و متن باز استفاده می‌کند. طیف انرژی ورودی با استفاده از روش‌های استاندارد مونت کارلو شبیه‌سازی می‌شود، در حالی که از فانتوم‌ها و خواص مواد برای به دست آوردن تصاویر اشعه X شبیه‌سازی شده در آشکارسازهای مشخص استفاده می‌شود. هندسه فانتوم را می‌توان با استفاده از بسته های اتوکد اصلاح کرد، مواد مختلف را تعریف کرد و نقایص آزمون های شی‌ای را شبیه‌سازی کرد. ویژگی‌های آشکارساز را می‌توان تعریف کرد و هندسه های مختلف تصویربرداری را می‌توان شبیه‌سازی کرد. XRaySim از

¹ Open-Source

تصویربرداری اشعه X اسکن اسلات پشتیبانی نمی کند و قادر به شبیه‌سازی با وضوح بالا (به عنوان مثال ۵۰ میکرون در پیکسل) نیست.

شبیه‌سازی مونت کارلو یک ابزار ضروری در توموگرافی است که می‌تواند به طراحی دستگاه‌های جدید تصویربرداری پزشکی، بهینه‌سازی پروتکل‌های اکتساب و توسعه یا ارزیابی الگوریتم‌های بازسازی تصویر و روش‌های اصلاح کمک کند. کد GATE، کاربرد Geant4 برای توموگرافی، کتابخانه‌های Geant4 را برای دستیابی به یک ابزار شبیه‌سازی ماژولار، همه‌کاره و برنامه‌نویسی سازگار با حوزه پزشکی هسته‌ای در بر می‌گیرد. به طور خاص، GATE امکان توصیف پدیده‌های وابسته به زمان مانند حرکت منبع یا آشکارساز، و سینتیک واپاشی چشمه را فراهم می‌کند. این ویژگی شبیه‌سازی منحنی‌های زمان را در شرایط اکتساب واقعی و آزمایش الگوریتم‌های بازسازی پویا امکان پذیر می‌کند. تلاش زیادی بر روی توانایی و انعطاف‌پذیری مدل‌سازی سیستم‌های تشخیص جدید یا سیستم‌هایی که هنوز در دست طراحی هستند، انجام می‌شود [۵۶]. در این رساله شرح مفصلی از طراحی و توسعه GATE ارائه می‌شود که هدف مستمر آن بهبود، مستندسازی و اعتبارسنجی GATE با شبیه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری تجاری موجود است.

۳-۲ شبیه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری روبشی شکافی اشعه ایکس

Scheelke مدلی را برای سیستم تصویربرداری روبشی شکافی دستگاه Lodox Statscan ارائه داد. در این مدل، یک مدل آبشاری خطی از آشکارساز طراحی شده و با استفاده از اندازه‌گیری MTF، NPS و DQE، این مدل پیشنهادی، اعتبارسنجی شده است. سپس تأثیر پارامترهای آشکارساز بر روی نتایج DQE بررسی شد. عملکرد سیستم با استفاده از DQE برای ضخامت‌های

مختلف آشکارساز نیز ارزیابی شد و سطوح مختلف نوفه^۱ دوربین‌های CCD مدل سازی شد. نسبت پرتوهای پراکندگی به پرتوهای اولیه، محاسبه DQE سیستم، بر اساس تابش پراکنده به عنوان نوفه سیستم مدل شد. مشاهده شد که می‌توان با استفاده از سیستم تصویربرداری روبشی شکافی، DQE بالاتری به دست آید، که نشان می‌دهد این سیستم در مقایسه با سیستم‌های تصویربرداری اشعه X معمولی، کیفیت تصویر بهتری دارد. لازم به ذکر است که مدل سازی در این تحقیق بر اساس روشهای مونت کارلو نبوده و بر تأثیر پارامترهای آشکارساز بر DQE متمرکز بوده است [۴۳].

Irving اندازه گیری‌های دز انجام شده با استفاده از سیستم رادیوگرافی روبشی شکافی خطی را مطالعه کرد و یک مدل برای تخمین دز را ایجاد کرد. اندازه‌گیری‌ها و محاسبات مورد استفاده برای دز ورودی سطح^۲ و دز موثر در سیستم‌های اشعه X معمولی صحت سنجی شده و برای سیستم‌های روبشی شکافی گسترش یافت. برای اندازه گیری دز ورودی سطح از یک اتاقک یونش و از یک دزیومتر برای تخمین دز موثر بر اساس دز ورودی سطح از شبیه ساز مونت کارلو استفاده شد. دز موثر برای سیستم روبشی شکافی بر اساس طیف انرژی تولید شده توسط چشمه و شبیه‌سازی فیلتر که از طریق آن پرتو ضعیف می‌شود، تخمین زده شد. دز با استفاده از داده‌های جذب انرژی ارگان‌های مختلف (بر اساس یک بیمار با اندازه استاندارد) محاسبه شد. شبیه‌سازی‌ها به تخمین دز موثر محدود شد و سیستم تصویربرداری به طور کامل شبیه‌سازی نشد. مدلی که برای تخمین دز استفاده شد برای روش‌های رادیوگرافی روبشی شکافی خطی دقیق و سریعتر از شبیه‌سازی مونت کارلو بود. همچنین نتیجه گیری شد که دلایل دز پایین در سیستم‌های تصویربرداری روبشی شکافی در مقایسه با سیستم‌های رادیوگرافی معمولی، کاهش تابش پراکنده به دلیل هندسه پرتو است [۲].

¹ Noise

² Entrance Surface Dose

Maryush با استفاده از بسته شبیه سازی عمومی مونت کارلو PENELOPE و penEasy Imaging سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس را با روش روبشی شکافی شبیه سازی کرد. او در این کار با استفاده از حالت ایستا و بدون در نظر گرفتن زمان در شبیه سازی، سیستم تصویربرداری روبشی شکافی را مدل کرده و تصاویر را بعد از تشکیل یکپارچه سازی نمود. شبیه سازی ها با استفاده از آزمون شی‌ای و فیلترهای تنگستن و آلومینیوم انجام شد و با تصویربرداری تجربی اعتبار سنجی شدند. سپس فاکتورهای کیفیت تصویر یعنی MTF، NPS و DQE با تصاویر تجربی مقایسه کرد. منحنی های MTF، NPS و DQE نشان می دهد که تصاویر واقعی و شبیه سازی شده اشعه ایکس از نظر وضوح فضایی، نوفه و اطلاعات فرکانس قابل مقایسه هستند [۶۲].

۴-۲ معیارهای کیفیت تصویر

ابزارهای شبیه‌سازی تصویربرداری را می‌توان با مقایسه تصاویر خروجی آنها با تصاویر واقعی تأیید کرد. در حالی که بازرسی بصری انسان برای قضاوت در مورد کیفیت تصویر از منظر بالینی مفید است، اما همچنان ذهنی است و از معیارهای مختلفی برای تعیین کیفیت تصویر اشعه X به روشی عینی استفاده شده است. معیارهای کیفیت تصویر در اینجا به دو دسته مبتنی بر ناحیه مورد بررسی و مبتنی بر سیستم تقسیم می شوند.

۴-۲-۱ - معیارهای مبتنی بر ناحیه مورد بررسی

سنجه های مبتنی بر ناحیه مورد بررسی با استفاده از نواحی یا گروه‌های پیکسلی در تصویر اشعه X محاسبه می‌شود. تباین تصویر و نسبت تباین به نوفه (CNR) نمونه‌هایی از سنجه های مبتنی بر ناحیه مورد بررسی هستند.

Hussein تباین و نسبت تباین به نوفه (CNR) را با استفاده از چهار ناحیه متفاوت و متقابل متمایز در تصویر اشعه X به دست آمده، محاسبه کرد. با وجود اینکه معیارهای مبتنی بر ناحیه می‌توانند در ارزیابی کیفیت تصویر در یک ناحیه خاص مفید باشند، اما برای کمی نمودن کل سیستم به اندازه کافی قوی نیستند [۴۴].

۲-۴-۲- معیارهای مبتنی بر سیستم

معیارهای مبتنی بر سیستم در کمی‌سازی کل سیستم تصویربرداری قوی تر و عینی تر هستند. در حالی که بازرسی انسانی به عنوان یک معیار خوب برای تصمیم‌گیری در مورد کیفیت تصویر از منظر پزشکی است، بازده کوانتومی آشکارساز^۱ (DQE) عینی‌ترین روش برای مقایسه دو تصویر از پرتوهای اشعه X دو سیستم‌های تصویربرداری مختلف است [۱۳ و ۴۵].

تابع پهن‌شدگی لبه^۲ (ESF) پاسخ پله‌ای^۳ سیستم تصویربرداری است زیرا وقتی ورودی یک پله است، خروجی سیستم را رسم می‌کند. تابع پهن‌شدگی خطی^۴ (LSF)، مشتق ESF، پاسخ تکانه‌ای سیستم است. عملکرد انتقال مدولاسیون^۵ (MTF) تبدیل فوریه LSF یا پاسخ فرکانسی سیستم است. DQE را می‌توان به عنوان نسبت سیگنال به نوفه از عملکرد انتقال مدولاسیون (MTF) و طیف قدرت نوفه^۶ (NPS) مشاهده کرد. توضیحات بیشتر در قسمت ۲-۴-۱-۵ آمده است.

¹ Detective Quantum Efficiency

² Edge Spread Function

³ Step Response

⁴ Line Spread Function

⁵ Modulation Transfer Function

⁶ Noise Power Spectrum

۲-۴-۳- تباین تصویر و نسبت تباین به نوفه CNR

معیارهای کیفیت تصویر مانند تباین تصویر، نسبت تباین به نوفه و نوفه فوتون‌ها در زمینه، مقایسه تصاویر اشعه X با شبیه‌سازی در منابع مختلف بحث شده است [۴۶]. نسبت تباین به نوفه به عنوان نسبت تباین جسم در برابر زمینه یکنواخت به انحراف استاندارد نوفه تصویر توسط رز^۱ و همکارانش تعریف شده است [۴۷]. مطابق آن، اگر S_{ROI} و S_{BG} شدت متوسط تابش زمینه و ناحیه مورد بررسی (ROI) باشند، تباین تصویر به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$C = \frac{S_{ROI} - S_{BG}}{S_{BG}} \quad (1-2)$$

و نسبت تباین به نوفه نیز به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$CNR = \frac{S_{ROI} - S_{BG}}{\sigma_{BG}} \quad (2-2)$$

نوفه در نتیجه نوفه کوانتومی، نوفه تاریک، الکترونیکی و نوفه دیجیتالی شدن تعریف شده است. انحراف معیار استاندارد مقادیر پیکسل از میانگین یک منطقه یکنواخت در تابش زمینه به عنوان نوفه اندازه‌گیری شد. در مدل توصیف شده در [۴۷] یک توزیع آماری غیر همبسته برای فوتونهای تصویری فرض شده بود، اما در واقع توزیع فوتونهای ثانویه و پراکنده اشعه X ممکن است همبستگی آماری ایجاد کنند. تعریفی کلی تر از نسبت سیگنال به نوفه، که بیانگر انتشار سیگنال و نوفه در یک سیستم خطی و وابستگی فرکانسی سیگنال شناسایی شده باشد را می‌توان با استفاده از تابع انتقال مدولاسیون (MTF) و طیف توان نوفه (NPS) تعریف کرد.

¹ Rose

۲-۴-۴- تابع انتقال مدولاسیون ، طیف توان نوفه و کار آیی کوانتومی آشکارساز

ارزیابی دقیق و عینی تری از تصاویر اشعه X با استفاده از سه نوع پارامتر در [۴۸] مورد بحث قرار گرفته است. از ارزیابی عینی می‌توان برای مقایسه تصاویر سیستم‌های مختلف تصویربرداری، هندسه‌های مختلف و ماشین متفاوت استفاده کرد. این سه پارامتر شامل تابع انتقال سیستم ماکرو (در یک منطقه بزرگ)، اندازه‌گیری‌های تفکیک‌پذیری مکانی و اندازه‌گیری نوفه است. عملکرد انتقال سیستم ماکرو رابطه بین تعداد پرتوهای اشعه X ورودی و تراکم نوری خروجی است. اندازه‌گیری‌های تفکیک‌پذیری مکانی، پاسخ سیستم به ویژگی‌های کوچک، به عنوان مثال تاری و تغییر مکان سیگنال ورودی است. به طور کلی سیستم تصویربرداری به عنوان یک سیستم خطی و با زمان ثابت در نظر گرفته می‌شود و اندازه‌گیری‌های فرکانس فضایی، توابع پهن‌شدگی لبه و پهن‌شدگی خطی هستند. تابع انتقال مدولاسیون (MTF) به عنوان پاسخ فرکانسی تابع پهن‌شدگی خطی توصیف می‌شود. آخرین اقدام برای تجزیه و تحلیل کیفیت تصویر، اندازه‌گیری نوفه است. نوفه می‌تواند منابع مختلفی داشته باشد و اندازه‌گیری آنها نیز پیچیده باشد [۴۹]. بنابراین نوفه از نظر محتوای فرکانس فضایی، معروف به طیف توان نوفه (NPS) اندازه‌گیری می‌شود. کارایی کوانتومی آشکارساز (DQE) ترکیبی از هر سه اندازه‌گیری است.

خصوصیات تفکیک‌پذیری تصویر توسط MTF تعریف می‌شود. MTF به تابع پهن‌شدگی لبه (ESF) و تابع پهن‌شدگی خطی (LSF) بستگی دارد که بر اساس وضوح یک لبه در تصویر تعریف می‌شود. به طور خاص، MTF یک سیستم رادیوگرافی را می‌توان با ارزیابی پاسخ سیستم به الگوهای تناوبی یا با محاسبه تابع پهن‌شدگی خطی با استفاده از یک شکاف باریک تعیین کرد [۱۳ و ۵۰]. قبلاً از همین روش برای محاسبه MTF در سیستم تصویربرداری اشعه X روبشی شکافی Lodox استفاده کرده اند [۴۹].

DQE مطابق با [۴۷] به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$DQE(f) = \frac{(S/N)_{out}^2(f)}{(S/N)_{in}^2(f)} \quad (3-2)$$

جایی که S دامنه سیگنال، N طیف توان نوفه است و f فرکانس فضایی است. فرکانس فضایی f یک بردار در تصاویر اشعه X است. ابهاماتی در رابطه با تعریف سیگنال ورودی و نوفه در مقالات وجود دارد [۴۷]. حال برای اینکه بتوان از یک رابطه کاربردی برای محاسبه DQE استفاده کرد، و با در نظر گرفتن تابع انتقال مدولاسیون (MTF) که یک معیار متداول به عنوان تابعی از جزئیات شی است که نشان دهنده تباین یک شی است [۵۱ و ۵۲]، می توان بر اساس IEC 62220-1 [۵۳ و ۵۴] DQE را به صورت زیر محاسبه کرد:

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{\Phi \cdot NPS(f)} \quad (4-2)$$

که Φ شار پرتو فوتونی است که توسط جریان و ولتاژ تیوب اشعه X تعیین می شود.

فصل سوم

ابزار شبیه‌سازی مونتاژ کارلو

GATE/GEANT4

۱-۳ نمای کلی GATE

برای شبیه‌سازی منابع مختلف رادیوایزوتوپ‌ها در ماده یا بافت، می‌توان از یک بسته شبیه‌سازی مونت کارلو GATE برنامه GEANT4 برای انتشار توموگرافی استفاده کرد. شبیه‌سازی‌های مونت کارلو شبیه‌سازی‌هایی هستند که از اعداد تصادفی استفاده می‌کنند. روش مونت کارلو به منظور تولید توزیع مقادیر ممکن احتمالی، احتمال را در تجزیه و تحلیل ریسک گنجانده است. محاسبات متعددی هر بار با استفاده از مجموعه متفاوتی از مقادیر تصادفی از توابع احتمال انجام می‌شود. سرعت و دقت شبیه‌سازی‌های مونت کارلو به تعداد عدم قطعیت و دامنه پارامترهای ورودی مشخص شده برای آنها بستگی دارد. به عنوان مثال، فرض کنید یک فوتون نابودی^۱ با انرژی ۵۱۱ keV وجود دارد که درون یک ماده خاص عبور می‌کند. این فوتون می‌تواند تعدادی از برهمکنش‌ها را داشته باشد: می‌تواند پراکنده شود، یا می‌تواند تحت تأثیر فوتوالکتریک (جذب) قرار گیرد. هر دو نوع برهمکنش به ازای مسافت طی شده در یک ماده معین، یک احتمال ثابت دارند. برنامه شبیه‌سازی برای هر دو فرآیند فاصله (تصادفی) که در آن تعامل رخ می‌دهد، تعیین شده است. تعامل یا اندرکنش با کمترین فاصله انتخاب می‌شود. فوتون در فاصله معین منتقل می‌شود و سپس در آنجا ممکن است ذرات جدید ایجاد شود (به عنوان مثال الکترون، فوتون) و خصوصیات فوتون (به عنوان مثال انرژی، جهت) اصلاح می‌شود [۵۵].

جذب یا واگذاری انرژی در ماده توسط فوتوالکتریک حاصل از فوتوالکتریک، الکترون باقی مانده از پراکندگی کامپتون و جفت پوزیترون-الکترون از تولید جفت ایجاد می‌شود. دز تابش ثبت شده توسط GATE نتیجه این برهمکنش‌ها فوتونی است [۵۶].

^۱. Annihilation

۲-۳ GATE چیست؟

GATE مخفف برنامه کاربردی برای نشر توموگرافی^۱ بر اساس GEANT4 است. از ویژگی‌های اصلی GEANT4 یک جلوه ماژولار است که از یک زبان نوشتاری استفاده می‌کند [۵۶]. این کد، یک بسته شبیه‌سازی منبع باز (با مجوز رایگان) است که توسط همکاری OpenGATE ساخته شده است. از GEANT4 برای شبیه‌سازی اندرکنش‌های ذرات هنگام عبور از ماده استفاده می‌شود. از GATE می‌توان در کاربردهای دیگر نیز استفاده کرد، اما OpenGATE این کد را برای انجام شبیه‌سازی‌های مونت کارلو در تصویربرداری پزشکی و پرتودرمانی توسعه داده است. در حال حاضر GATE برای شبیه‌سازی‌های مربوط به آزمایش‌های PET، SPECT، CT و رادیوتراپی استفاده می‌شود.

از مزایای محاسباتی GATE، طراحی دستگاه‌های جدید تصویربرداری پزشکی، بهینه‌سازی پروتکل‌های اکتساب و توسعه و ارزیابی الگوریتم‌های بازسازی تصویر و روش‌های تصحیح است. همچنین به غیر از کد GATE، کد محاسباتی دیگری که به صورت عمومی در دسترس باشد و به صراحت زمان را در نظر بگیرد و با استفاده از آن بتواند فرآیندهای وابسته به زمان مانند سینتیک ردیاب یا حرکت تخت را مدل سازی کند وجود ندارد. از معایب کدهای متن باز مانند کد GATE این است که اسناد مربوط به کارهای تخصصی مانند محاسبه دز محدود است و مرتباً به روز نمی‌شود. [۵۸].

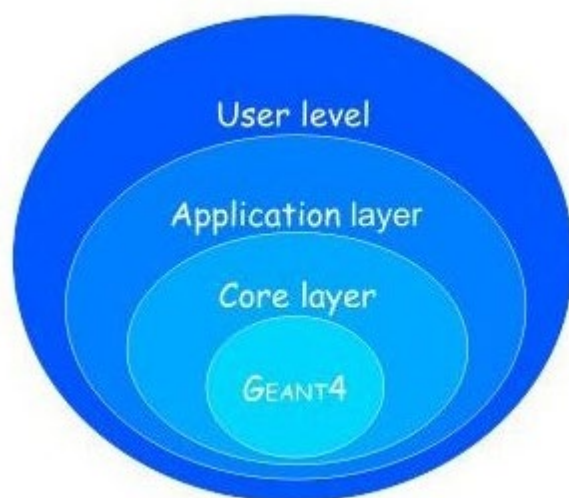
۳-۳ ساختار کلی GATE

GATE لایه جلویی GEANT4 است، از کتابخانه‌ها، مدل‌های فیزیک، هندسه، تجسم و ابزارهای رندر^۲ سه بعدی خود استفاده می‌کند. ساختار GATE در چندین لایه مختلف ساخته شده است. لایه اصلی هسته

¹ GEANT4 Application for Tomographic Emission

² Rendering

GEANT4 را در جایی که مدیریت زمان، ویژگی‌های هندسه و منابع رادیواکتیو مشخص می‌شود محصور می‌کند. (شکل ۱-۳). لایه برنامه درست بعد از لایه اصلی جایی که کلاسهای C++ تعریف شده و اجرا می‌شود می‌آید. این کلاس‌ها شامل ایجاد چندین حجم هندسه و مشخص کردن ویژگی‌ها و ابعاد خاص آنها است. لایه کاربر جایی است که کاربر قادر به استفاده از زبان ماکرو اسکریپت برای شبیه‌سازی GATE است. لایه برنامه همه عملکردهای مناسب را اجرا می‌کند بنابراین هیچ برنامه نویسی C++ لازم نیست. این اسکریپت‌های ماکرو و یا دستورات ماکرو توسط GATE تولید می‌شوند [۵۸].



شکل ۱-۳: هسته - GEANT4 یک لایه کاربردی امکان پیاده‌سازی کلاسهای کاربر مشتق شده از کلاسهای لایه اصلی را فراهم می‌کند.

جهان ۱-۳-۳

محیط جهان همانطور که توسط GATE توضیح داده شده، یک حجم جعبه مکعبی است که در مبدأ $(0,0,0)$ در محور x ، محور y و محور z سیستم مختصات قرار دارد. حجم جهان توسط کاربر توصیف می‌شود و تنها حجمی است که در ابتدا در یک شبیه‌سازی GATE وجود دارد. تمام حجم

های موجود در GATE می‌توانند از یک ساختار درختی باشند، اگرچه حجم‌ها می‌توانند به یک شیء و حجم دیگر مرتبط شوند و متصل گردند. از آنجا که حجم جهان اولین و بزرگترین حجم است و تمام حجم‌های دیگر را در خود محصور می‌کند، بنابراین به عنوان حجم اصلی شناخته می‌شود. پس از هر حجمی که تولید شود به عنوان دختر شناخته می‌شوند. هر حجم دارای بعد مرزی است که مشخص شده است، این ابعاد مرزی توسط کاربر مشخص می‌شود و نمی‌تواند از والدین آن فراتر رود. جهان می‌تواند از هر ماده‌ای تشکیل شده باشد و این نوع مواد در پایگاه داده مواد GATE تعریف شده است. برای آزمایش‌های دز معمولی، جهان یک حجم مکعب با طول انتخاب شده به گونه‌ای است که تمام دختران در جهان حجم دارند. اگر ماده‌ای در GATE وجود نداشته باشد مواد اضافی نیز می‌توانند در GATE ساخته شوند. حجم دختران می‌تواند به عنوان یک جزء فیزیکی در سیستم‌های تصویربرداری یا اشیا در حجم جهانی نشان داده شود [۵۷].

۲-۳-۲ مواد

GATE می‌تواند با استفاده از پایگاه داده مواد، هر نوع ماده را شبیه‌سازی کند. این پایگاه داده توسط بسته نرم‌افزاری GATE تهیه شده است و کلیه مطالب موجود را از طریق یک فایل متنی GateMaterials.db مورد نیاز قرار می‌دهد. این فایل که به راحتی قابل تغییر است شامل تمام داده‌های مورد نیاز GATE برای اتصال دقیق خواص هسته‌ای از مجموعه اطلاعات GEANT4 به ماده ایجاد شده مانند عناصر و موادی است که برای ایجاد خصوصیات فیزیکی انواع مختلف مولکول‌ها، اتم‌ها و ترکیبات استفاده می‌شود پایگاه داده مواد، هوا را به عنوان گازی تشکیل می‌دهد که از عناصر نیتروژن، اکسیژن، آرگون و کربن تشکیل شده است و این عناصر با استفاده از جدول تناوبی تعریف می‌شوند. حجم در دنیای شبیه‌سازی GATE باید به نوع ماده‌ای آن مرتبط باشد در غیر این صورت هوا به طور پیش فرض تعیین

می‌شود. عناصر، اصول اساسی هر ماده ای است که به عنوان بخشی از شبیه‌سازی GATE استفاده می‌شود. از جدول تناوبی برای مشخص کردن همه عناصر استفاده می‌شود، به عنوان مثال: نام، نمادها، عدد اتمی و جرم مولی آنها. پایگاه داده برخی از عناصر که معمول در طبیعت یافت می‌شود تعریف شده‌اند [۵۸].

۳-۳-۳ مواد اصلی

مواد برای برهمکنش‌ها ذرات در GATE بسیار مهم هستند و با ترکیبی از عناصر مختلف ساخته می‌شوند. یک ماده برای ساختن آن به چهار پارامتر نیاز دارد. یک نام، چگالی، عنصر و فراوانی آنها. عناصر را می‌توان به عنوان یک ترکیب شیمیایی یا به عنوان یک مخلوط توصیف کرد. برای یک ترکیب شیمیایی، فرمول آن ترکیب با تعیین تعداد اتمها تعریف می‌شود. برای یک ترکیب شیمیایی فرمول آن ترکیب با تعیین تعداد اتمها تعریف می‌شود. در حالی که برای نوع مخلوط، عنصر با کسر جرمی توصیف می‌شود [۵۸].

۴-۳-۳ تعریف چشمه

۱-۴-۳-۳ چشمه ذرات عمومی (GPS)

GATE می‌تواند اشکال متعدد منبع و هندسه های پرتو را مدل‌بندی کند. یک جز مهم در یک مطالعه دز، مدل سازی دقیق طیف منبع است. منبع اصلی در GATE یا به عنوان منبع ذره ای voxelized, linacBeam, phaseSpace یا ذرات عمومی^۱ توصیف می‌شود. کاربر باید نوع منبع و ویژگیهای مستقل آن را مشخص کند. به عنوان مثال: موقعیت منبع، جهت، زاویه و انرژی مرتبط با

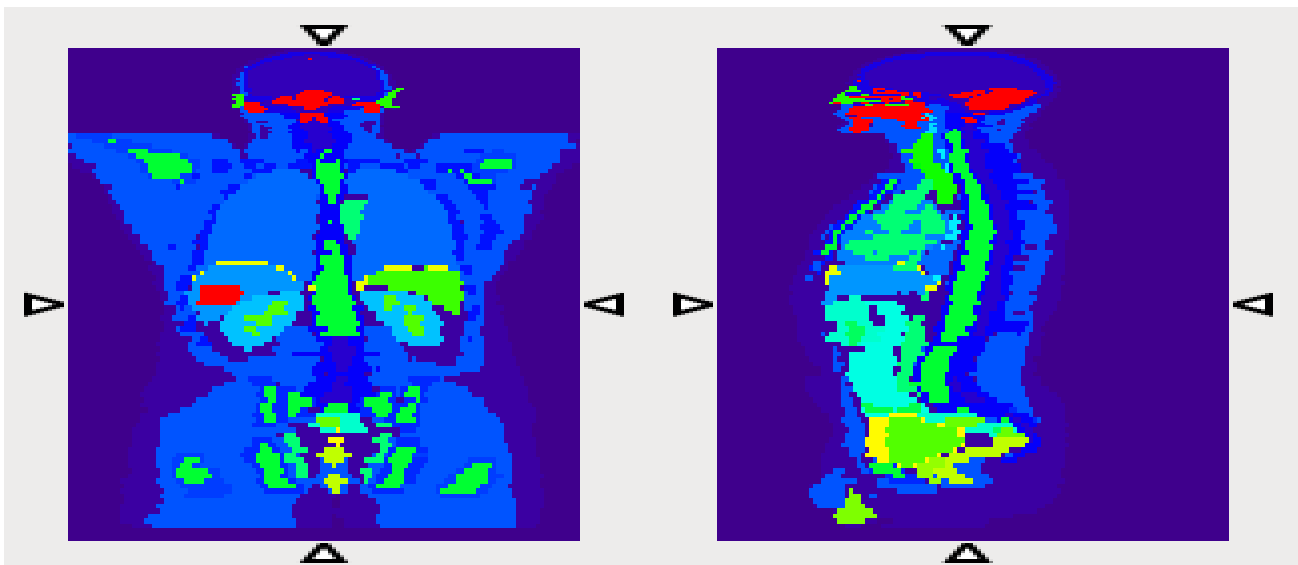
¹ General Particle Source (GPS)

آن. انواع مختلف منابع را می‌توان در همان شبیه‌سازی GATE مشخص کرد و هر منبع از منبع دیگر مستقل است [۵۸].

۳-۳-۴ چشمه‌های Voxalized

از GATE برای شبیه‌سازی قسمت‌های قابل توجهی از سیستم‌های بالینی و نمونه اولیه استفاده شده است. به همین ترتیب، همکاری OpenGATE و سایر کاربران GATE به طور مداوم این سیستم‌ها را شبیه‌سازی می‌کنند و دستگاه‌های زیادی را برای انجام شبیه‌سازی‌های پیچیده‌تر در حال توسعه هستند. از جمله ویژگی‌های جذاب GATE، از جمله انواع گسترده هندسه‌ها، منابع متحرک، زمان دستیابی، ظرفیت آن برای کنترل فانتوم‌های ساخته شده برای آزمایش‌های شبیه‌سازی معتبر است. دو دسته بندی اصلی طبقه بندی شده از فانتوم‌های حجم‌کیزه شده وجود دارد. اولین اطلاعات به دست آمده از نظر بالینی است، به عنوان مثال توموگرافی کامپیوتری (CT) یا توموگرافی انتشار. دوماً فانتوم‌های حجم‌کیزه معمولاً مبتنی بر اطلاعات MRI هستند. در GATE، از فانتوم NCAT، از فانتوم موش MOBY و از فانتوم Zubal به عنوان بخشی از مطالعات شبیه‌سازی مختلف استفاده می‌شود. این شبیه‌سازی فانتوم‌ها ابزارهای بی‌عیب و نقصی برای بررسی پارامترهای مختلف مورد علاقه در اسکن‌های واقع بینانه هستند [۵۹].

در این پایان‌نامه از یک فانتوم تمام بدن (شامل تنه و سر) که در مقاله Zubal و همکاران ارائه شده است و حاصل از توموگرافی رایانه‌ای یک انسان بالغ مرد است استفاده می‌شود. نمایی از فانتوم Zubal در شکل ۳-۲ نمایش داده شده است. هر حجم‌کیزه مکعبی با اندازه ضلع ۴ میلی‌متر است. ساختاری از حجم‌کیزه‌های $128 * 128 * 256$ ساخته می‌شود که شامل سر و تنه فانتوم است که توسط هوا احاطه شده است. قسمتی از داده‌ها بر روی صفحه داده‌ها تحت برش‌های رنگی سر فانتوم Zubal و برش‌های رنگی بدنه فانتوم Zubal قرار می‌گیرند و جز نقشه اندام‌های واقعی هستند.



شکل ۳-۲: فانتوم زوبال ZUBAL مرد استاندارد با نقشه بافت های مختلف به عنوان هندسه حجمک شده برای ورودی کد GATE

۵-۳-۳ فیزیک مساله

GATE طی یک شبیه‌سازی چندین برهمکنش‌ها هسته‌ای را مدل بندی می‌کند. این برهمکنش‌ها در مدل‌های فیزیکی در نظر گرفته می‌شوند که کاربر باید در مطالعه شبیه‌سازی خود استفاده کند. برهمکنش‌ها مانند جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون، پراکندگی ریلی، یونش الکترون، و اشعه ترمزی Bremsstrahlung و همچنین نابودی پوزیترون که برای یک مطالعه شبیه‌سازی PET مدل سازی می‌شود.

GEANT4 شامل الکترون‌ها، پوزیترون‌ها و پرتوهای گاما به عنوان مدل‌های کم انرژی از کد مونت کارلو PENELOPE (PENetration) و Energy Loss پوزیترون‌ها و الکترون‌ها [۸۱] است هنگام مدل سازی این موارد. GATE همان کتابخانه‌ها و عملکردهای فیزیکی GEANT4 را فراخوانی می‌کند. کاربر می‌تواند برای هر یک از این فرایندها، تماس با مدل استاندارد یا مدل PENELOPE را انتخاب کند. مدل‌های PENELOPE جایگزینی برای مدل‌های استاندارد هستند. مدل‌های PENELOPE

از 250eV تا 1GeV برهم کنش دارند در حالی که مدل استاندارد برای بیش از 1MeV معتبر است [۸۲]. دلیل اینکه کاربر یک PENELOPE را انتخاب می‌کند به دلیل یک شبیه‌سازی قابل تنظیم با پردازنده مرکزی است و اگر کاربر به پوزیترون‌های کم انرژی علاقه دارد. اگر فرآیندهای فیزیکی مدل سازی شده بیشتر از 1MeV باشند، نتایج مشابه مدل‌های استاندارد ممکن است مجازات عملکردی ایجاد کند [۵۸].

۶-۳-۳ شروع و خاتمه یک برنامه

مرحله نهایی راه اندازی GATE، تعریف آغاز و پایان برنامه است. از دستورات setTimeStart، setTimeSlice و setTimeStop برای تعیین تعداد اجرا و مدت زمان استفاده می‌شود [۵۸].

۴-۳ محاسبه دز در GATE

۱-۴-۳ خروجی دز

در GATE، برای اندازه گیری دقیق دز جذب شده، خروجی‌های دز به فانتوم بارگیری شده، متصل می‌شوند بنابراین خروجی‌ها مانند ثبت داده‌ها در طول آزمایش، مانند دز جذب شده، انرژی واگذار شده، ذرات تولید شده در یک حجم مشخص، به منظور ثبت داده‌ها برای خروجی ابزاری هستند که با شبیه‌سازی ارتباط برقرار می‌کنند. به طور معمول شکل و اندازه این خروجی‌ها همان حجمک‌های اصلی هستند، اما در صورت نیاز میتوان شکل و اندازه خروجی را تغییر داد. خروجی دز یک نقشه دز سه بعدی را در واحد Gy و انرژی واگذار شده در واحد MeV تولید می‌کند [۶۰].

۳-۴-۲ محاسبه دز جذب شده

در این بخش مراحل کلی محاسبه دز با استفاده از GATE شرح داده شده است. دز تابش در یک سیستم مورد بحث قرار می‌گیرد. از این اصول اساسی می‌توان برای SPECT، CT اشعه X و غیره اعمال کرد.

در این مطالعه، برای محاسبه پرتوگیری از سیستم تصویربرداری روبشی شکافی بر روی دز جذب شده D به عنوان انرژی واگذار شده در واحد جرم محیط برحسب واحد گری ($Gy = 1J / kg$) تمرکز شده است. در شبیه‌سازی‌های مونت کارلو، انرژی واگذار شده در یک حجم (Edep) به طور کلی در واحد eV بیان می‌شود (۱). ($eV = 1.60217646 \times 10^{-19} J$) با در نظر گرفتن حجم و چگالی می‌توان آن را به Gy تبدیل کرد:

$$D(Gy) = (E_{dep}[eV] \times 1.60217646 \times 10^{-19}[j/eV]) / (\rho[g/cm^3] / V[cm^3]) \quad ۱-۳$$

دز جذب شده D یک شاخص فیزیکی است و اثرات زیست‌شناختی تابش را منعکس نمی‌کند. با این حال، D اولین قدم در جهت ارزیابی تأثیر بیولوژیکی تابش، هم برای اثرات تصادفی و هم اثرات قطعی است. کد GATE با سازوکاری به نام DoseActor، دز جذب شده را در یک حجم مشخص در یک ماتریس سه بعدی ذخیره می‌کند. این خروجی باید به حجم آشکارساز متصل شود. کاربر می‌تواند اندازه ماتریس تعیین و موقعیت ماتریس در سیستم مختصات با حجم بررسی شده تعریف نماید. مجموع مکعب‌های Edep و D نیز توسط کد محاسبه و به صورت خروجی ارائه می‌دهد و می‌تواند برای محاسبه عدم قطعیت هنگام شبیه‌سازی استفاده شود. معادله ۲-۳، با N تعداد ذره اولیه dk_I انرژی واگذار شده در پیکسل k در ذره اولیه I عدم قطعیت ϵ_k را در پیکسل k تعریف می‌کند [۶۰].

$$D_k = \sum_i^N d_{k,i} \quad S_k = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^N d_{k,i}^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N d_{k,i}}{N} \right)^2 \right)} \quad \varepsilon_k = 100 \times \frac{S_k}{D_k} \quad 2-3$$

در طول ردیابی ذرات، برای هر مرحله‌ای که در حجم متصل شده اتفاق می‌افتد، انرژی واگذار شده در ماتریس خلاصه می‌شود. یک موقعیت به طور تصادفی در امتداد خط مرحله انتخاب می‌شود و مقادیر در ماتریس در آن موقعیت ذخیره می‌شوند. کاربر باید اطمینان حاصل کند که طول مرحله با توجه به نمونه-گیری ماتریس خیلی زیاد نباشد. خروجی را می‌توان در قالب فایل تصویر mhd، متشکل از یک فایل متنی و یک فایل داده خام ذخیره کرد. این قالب فایل توسط چندین جعبه ابزار پردازش تصویر مانند ITK قابل کنترل است. یکی از مزیتها این است که سیستم مختصات تصویر (به نام "مبدأ") درون صحنه (به نام "جهان") نیز ثبت شده است. بنابراین امکان تجسم موقعیت ماتریس دز جذب شده به نسبت حجم اصلی وجود دارد. سایر فرمت‌های فایل، hdr (آنالیز)، txt و root نیز پشتیبانی می‌شوند.

از اهمیت عمده خروجی دز این است که می‌توان از آنها در یک شبیه‌سازی منحصر به فرد برای دزیمتری چند مقیاسی استفاده کرد. دقت بالا در طرح‌های دزیمتریک امروزه نیاز به محاسبه دز جذب شده در سطح چند مقیاس، از اندام به سطح بافت (مقیاس بالینی) و از بافت به سطح سلولی (مقیاس G4-DNA) را دارد. نمونه‌هایی از کاربردهای دزیمتریک با استفاده از GATE عبارتند از: رادیوتراپی مولکولی¹ (MRT)، براکی تراپی²، رادیوتراپی حین عمل³ (IORT)، رادیوتراپی با پرتوی خارجی⁴ (EBRT) RT، ذرات درمانی و نظارت بر دز جذب شده در داخل بدن است [۶۰].

¹ molecular radiotherapy

² brachytherapy

³ intraoperative radiotherapy

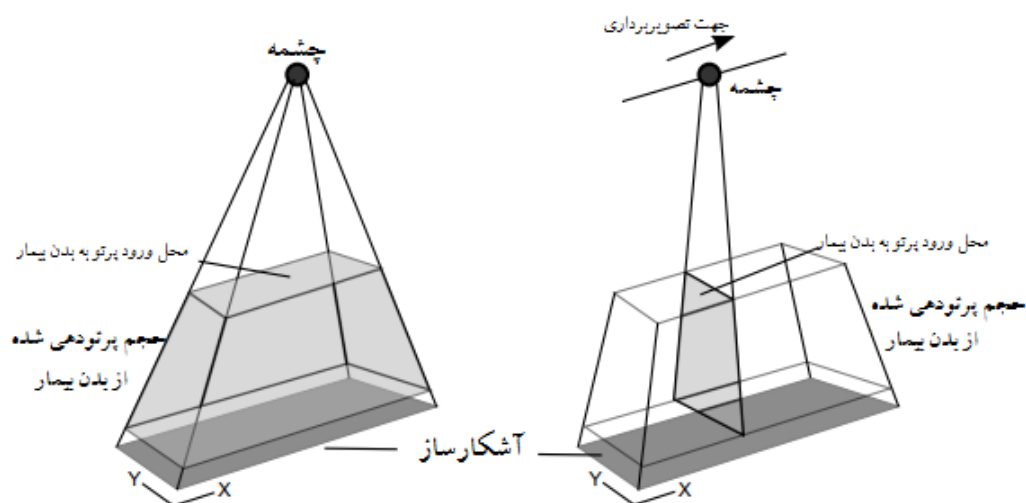
⁴ external beam RT

فصل چهارم

طراحی و شیه سازی سیستم رادیولوژی باروش روبشی مکانی

الزامات، طراحی و اجزای سیستم برای تصویربرداری اشعه ایکس روبشی شکافی در این فصل توضیح داده شده است. از این سیستم می‌توان برای پوشش طیف وسیعی از سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس استفاده کرد. پارامترها و هندسه‌های تصویربرداری استفاده شده در سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس روبشی شکافی در این فصل تعریف شده است.

یک سیستم تصویربرداری روبشی شکافی طوری طراحی می‌شود تا بتواند جسم مورد مطالعه را به بتواند صورت خطی با یک پرتو بادبزی نازک جاروب نماید. تفاوت‌های هندسه‌های بین یک سیستم تصویربرداری اشعه ایکس دیجیتال و یک سیستم روبشی شکافی در شکل ۴-۱ نشان داده شده است. این سیستم از یک پرتو بادبزی نازک استفاده می‌کند که بصورت خطی همگام با حرکت یک آشکارساز باریک حرکت کرده و با کاهش تابش پراکنده، نسبت سیگنال به نوفه خوبی را ایجاد می‌کند. نتیجه این کار، تصویر با وضوح بالا با تباین تصویر خوب است در حالی که دز بیمار را به حداقل می‌رساند [۶ و ۲۵ و ۶۱ و ۶۲].



شکل ۴-۱: تفاوت هندسه یک سیستم رادیوگرافی دیجیتال تمام میدان در سمت چپ و یک سیستم روبشی شکافی در سمت راست. اثرات همگرایی و پرتوی باریک بادبزی بر روی آشکارساز و حجم بیمار نشان داده شده است [۲].

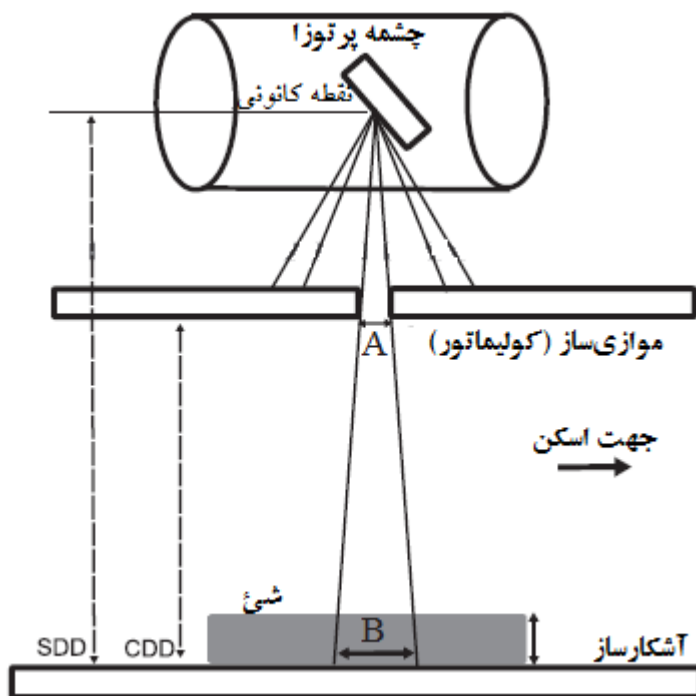
۴-۱ طراحی و الزامات سیستم

۴-۱-۱ مشخصات آشکارساز

این آشکارساز شامل یک دستگاه سوسوزن است که فوتون‌های اشعه ایکس را به فوتون‌های نوری تبدیل می‌کند، یک صفحه فیبر نوری یا مخروط و دوربین CCD تبدیل می‌کند که فوتون‌های نور را به یک سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کند. انتخاب مواد سوسوزن و ابعاد آن بستگی به کاربرد تصویربرداری دارد. دستگاه سوسوزن با استفاده از صفحه فیبر نوری به دوربین CCD متصل می‌شود. این اجزای مختلف آشکارساز و مدارهای الکترونیکی متصل به آنها هستند که به سیستم نوبه می‌افزایند.

۴-۱-۲ طراحی مکانیکی

در تحقیق حاضر طراحی بر اساس طرح دستگاه LODOX استفاده شده در [۲] انجام شده است. یک سیستم تصویربرداری با اشعه ایکس روبشی شکافی شامل یک منبع اشعه ایکس، یک کولیماتور، فیلترهای اشعه ایکس و آشکارساز مطابق شکل (۱) است. چشمه اشعه ایکس، طیف انرژی پرتو ایکس را تولید کرده و با عبور از فیلتر آلومینیوم با ضخامت مناسب طیف انرژی موردنیاز برای تصویربرداری به دست می‌آید، سپس کولیماتور، پرتوی ایکس تولید شده را موازی و محدود کرده تا بعد از عبور از شیء به آشکارساز برسد. عرض شکاف کولیماتور با A، عرض پرتو بر روی آشکارساز با B در شکل (۴-۲) تعریف شده است.



شکل ۴-۲: طرح کلی سیستم تصویر برداری روبشی شکافی. فاصله آشکارساز تا چشمه^۱ (SDD)، فاصله کولیماتور تا آشکارساز^۲ (CDD).

۴-۱-۳ تیوب اشعه ایکس

چشمه اشعه ایکس تیوب‌های خلا هستند که انرژی اشعه ایکس را که بخشی از طیف الکترومغناطیسی است تولید می‌کنند. تیوب اشعه ایکس با شدت ولتاژ و جریان مشخص می‌شود. به عنوان مثال یک تیوب 120kV-100mA در سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال متداول است. تیوب‌های اشعه ایکس همچنین با ویژگی‌های مواد آند و کاتد و اندازه نقاط کانونی آنها نیز مشخص می‌شوند. نقاط کانونی بسیار کوچک تصاویری با وضوح بسیار بالا ایجاد می‌کنند. انتخاب نقطه کانونی در تیوب اشعه ایکس یک جبران کننده بین حداکثر قدرت و تفکیک پذیری است: افزایش اندازه نقطه کانونی

^۱ - Source-Detector Distance

^۲ - Collimator- Detector Distance

تفکیک‌پذیری فضایی را کاهش می‌دهد اما محدودیت قدرت را افزایش می‌دهد. حد توان تیوب نقطه‌ای است که در آن تیوب شروع به بیش از حد گرم شدن می‌کند [۶۲].

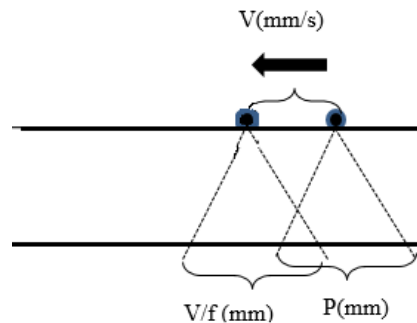
۴-۱-۴ حالت یکپارچه سازی تاخیر زمانی

در سیستم‌های تصویربرداری روبشی شکافی، چشمه و آشکارساز در یک بازو نصب می‌شوند و برای بدست آوردن تصویر اشعه ایکس روی بیمار حرکت می‌کنند. روش خواندن یکپارچه تاخیر زمانی (TDI)^۱، یک روش سریع خواندن برای قرائت داده‌ها از دوربین‌های CCD آشکارساز است. همانطور که چشمه به صورت مداوم در سراسر بیمار حرکت می‌کند، داده‌های گرفته شده در هر موقعیت نوشته می‌شوند تا داده‌های موقعیت بعدی بتوانند ضبط شوند [۶۳].

هنگام شبیه‌سازی حالت TDI، فرآیند شبیه‌سازی، آشکارساز را به قسمت‌ها یا شکاف‌هایی تقسیم می‌کند که نشان دهنده پرتو موازی شده هستند. چشمه و آشکارساز در هندسه شبیه‌سازی حرکت می‌کنند و در طول شبیه‌سازی، داده‌های گرفته شده در حافظه کامپیوتر ذخیره می‌شود. حرکت فیزیکی چشمه با استفاده از فاصله بین دو شکاف روی آشکارساز مدل می‌شود. به طور کلی سعی شده شکاف‌ها با یکدیگر همپوشانی نداشته باشند و اطمینان حاصل شود که ناحیه اطلاعات شی مورد بررسی از بین نرود. برای داشتن تصویر یکپارچه روی آشکارساز باید فاصله بین دو باریکه پرتو روی آشکارساز محاسبه و زمان جمع‌آوری داده‌ها برای تشکیل تصویر یکپارچه محاسبه شود به طوری که پرتوهای عبوری از شکاف‌ها با هم همپوشانی نداشته باشند. برای مدل‌سازی سیستم اسکن شکاف اشعه ایکس، آشکارساز در تعداد زیاد شکاف‌ها تقسیم بندی شد تا با بدست آوردن فوتونها در هر شکاف و یکپارچه سازی تمام شکاف‌ها در

¹ Time-Delay Integration

آشکارساز، تصویر نهایی اصلاح شده تولید شود. شبیه‌سازی‌ها "بدون تأخیر" فرض شده یعنی اینکه هیچگونه ارتباطی بین داده‌های تصویر بین موقعیت‌های متوالی شکاف در حین اسکن وجود ندارد.



شکل ۳-۴: طرح کلی محاسبه تشکیل تصویر در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی.

در شکل ۳-۴ طرح کلی محاسبه تصویر برای در کنار هم قراردادن تصاویر نمایش داده شده است. در شکل ۳-۴: M : سایز افقی ماتریس تصویر، P : سایز نمای تصویر روی آشکارساز، V : سرعت افقی در جهت اسکن (mm/s)، f : فریم بر ثانیه (fps) است. اگر فرض کنیم در زمان صفر تصویر تشکیل شده روی آشکارساز برابر P باشد، بعد از گذشت زمان $1/f$ ثانیه موقعیت مکانی تصویر به V/f تغییر می‌کند. بنابراین اگر رابطه ($V/f < p$) برقرار باشد تصویری تشکیل شده در آشکارساز روی هم خواهند افتاد. در صورتی که رابطه ($V/f > p$) برقرار باشد، تصویر یکپارچگی خود را از دست خواهد داد و نوارهای تاریک روی آشکارساز ایجاد می‌شود و اطلاعات از بین می‌رود. در بهینه‌ترین حالت برای تشکیل یک تصویر یکپارچه باید رابطه ($V/f = p$) برقرار باشد. همچنین تعداد پیکسل جدید در فریم بعدی برابر $M * V/f * p$ خواهد بود. در شکل ۳-۴ می‌توان فاصله دو باریکه تصویر را در آشکارساز مشاهده کرد. تعداد باریکه‌های تصویر به اندازه شکاف موازی‌ساز، فاصله آشکارساز تا موازی‌ساز و عرض باریکه پرتو بستگی دارد.

۲-۴ مدل سازی سیستم تصویربرداری و عملکرد آن

فرایند شبیه سازی شامل سه جزء اصلی است: هندسه تصویربرداری، که شامل ویژگی های هندسی و مادی سیستم است، فیزیک مواد، که مسیر حرکت فوتون ها را از مواد دنبال کرده و فوتون ها را در آشکارساز شمرده و ثبت می کند و خروجی مناسب که طیف اشعه ایکس فرودی به آشکارساز، تصویر نهایی اشعه ایکس و دز واگذار شده را نیز می تواند بر اساس مدل های آشکارساز و پارامترهای شبیه سازی نمایش داد. در این رساله از کد شبیه سازی GATE با مشخصات شکل ۴-۴ استفاده شده است.

GATE	version 7.2
Release Date	2016/02/15
Geant4	10.2
Root	5.14
Gcc	5.2
Cmake	3.3

شکل ۴-۴: مشخصات کد GATE استفاده شده.

ورودی های کد شبیه سازی چشمه اشعه ایکس، آشکارساز و جسمی است که باید تصویربرداری شود. خواص چشمه اشعه ایکس، مانند تعداد فوتون ها، طیف انرژی و مکان چشمه تعریف می شود. موازی ساز و مشخصات شکاف آن برای تعیین عرض باریکه روی چشم و آشکارساز نیز بخشی از چشمه را تشکیل می دهند. می توان مواد سازنده، عرض شکاف و ابعاد موازی ساز قابل تنظیم هستند.

۴-۲-۱ تعریف هندسه

هندسه سیستم شامل اطلاعاتی در مورد محل چشمه، آشکارساز و شی است و اطلاعاتی در مورد شکاف موازی‌ساز و فاصله چشمه تا آشکارساز و اندازه آشکارساز مورد استفاده را ارائه می‌دهند. تعداد پیکسل‌های روی آشکارساز و از این رو وضوح تصویر نیز قابل تنظیم است. تمام اجزای زنجیره تصویربرداری بر روی یک سیستم مختصات قرار دارند. موقعیت نسبی آنها، زاویه‌ها و فاصله‌ها را می‌توان شبیه‌سازی کرد.

ارتباط بین شکاف کولیماتور و عرض پرتو در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی در شکل ۴-۲ نشان داده شده است. با حرکت چشمه در جهت اسکن، که عمود بر جهت شکاف است، و ردیابی توسط آشکارساز تصویر تشکیل می‌شود.

۴-۲-۲ شبیه‌سازی آشکارساز اشعه ایکس

در سیستم مختصات هندسه، آشکارساز اشعه ایکس را می‌توان به صورت صفحه شبیه‌سازی کرد. موقعیت و ابعاد آشکارساز را می‌توان تنظیم کرد و بر این اساس فاصله بین چشمه تا آشکارساز، شیء و آشکارساز و سایر فواصل را تعیین کرد.

عرض شکاف در موازی‌ساز را می‌توان با استفاده از چشمه پرتوی بادبزی شبیه‌سازی کرد و حرکت چشمه و آشکارساز در تصویربرداری روبشی شکافی را مورد ارزیابی قرار داد. همپوشانی بین شکاف‌ها را می‌توان با تغییر محل چشمه و آشکارساز مدل کرد. طبیعت یکپارچه سازی تأخیر زمانی (TDI) آشکارساز را می‌توان با ترکیب شکاف‌های شبیه‌سازی شده برای ایجاد تصویر اشعه ایکس نهایی شبیه‌سازی کرد.

۳-۴ شبیه‌سازی نمونه سیستم تصویربرداری روبشی شکافی

در این قسمت یک سیستم تصویربرداری روبشی شکافی طراحی و شبیه‌سازی شده است. ابتدا شبیه‌سازی طیف انرژی اشعه ایکس در بخش ۳-۴-۱ تعریف شده است، برای ارزیابی مشخصات تصویربرداری و کیفیت تصاویر یک آزمون تباین به نطفه طراحی شد که در بخش ۳-۴-۲ شرح داده شده است، در بخش ۳-۴-۳ نیز نتایج این شبیه‌سازی مورد بحث و بررسی قرار گرفته است.

۱-۳-۴ تعریف طیف انرژی اشعه ایکس

سیستم تصویربرداری روبشی شکافی از یک چشمه نقطه‌ای به عنوان تیوب اشعه ایکس با انرژی kVp ۱۱۰ و فیلتر ذاتی آلومینیومی ۲ mm، با زاویه ۱۶ درجه در کد GATE استفاده شده است. فاصله چشمه-آشکارساز ۱۱۰۰ mm در نظر گرفته شده است. این پارامترها متناسب با سیستم تصویربرداری LODOX انتخاب شده است تا بتواند پرتوی تولید شده تمام شیء مورد آزمون را پوشش دهد و تصویر مناسب را ایجاد نماید.

۲-۳-۴ پیکربندی هندسه تصویربرداری

هندسه تصویربرداری را می‌توان به دو بخش تقسیم کرد، یعنی هندسه شیء و هندسه سیستم. هندسه شیء شامل شکل و اندازه شیء مورد اسکن است. هندسه سیستم حاوی اطلاعاتی در مورد محل چشمه، آشکارساز و شیء مورد اسکن، شکاف کولیماتور، فاصله چشمه تا آشکارساز و اندازه آشکارساز است. تعداد پیکسل‌های موجود در آشکارساز، وضوح تصویر تشکیل شده را تعیین می‌کند.

تعداد فوتون‌های تابیده شده برای همه حالت‌ها یکسان در نظر گرفته شد تا بتوان مقایسه صحیحی بین موارد مختلف انجام شود. موازی‌سازی، اثرات انتقال فوتون و تشکیل پرتوی اشعه ایکس با استفاده از

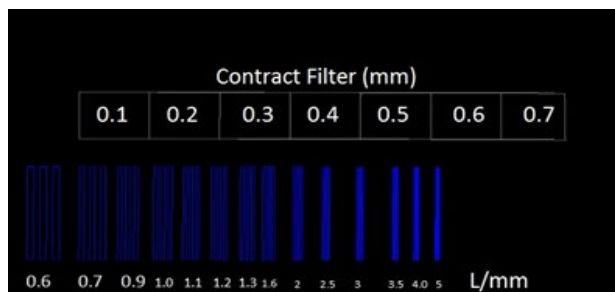
هندسه شبیه‌سازی کنترل می‌شود. آشکارساز یک لایه $8 \text{ cm}^2 * 20$ از جنس CsI با ضخامت mm $0/6$ است. زوایای باریکه بادبزی و عرض کولیس به گونه‌ای قرار گرفته است تا یک آشکارساز با عرض 8 cm و حدود $512 * 512$ پیکسل را پوشش دهد. وضوح آشکارساز 60 میکرون تنظیم شده است تا تقریباً با وضوح دستگاه Lodox مطابقت داشته باشد [۲].

۴-۳-۳ فانتوم آزمون شیء

دو روش اصلی برای ارزیابی سیستم‌های تصویربرداری وجود دارد: تصاویری از آزمون شیء که برای ارزیابی اهداف خاص انجام می‌شود و ارزیابی تصاویر کالبد شناسی از بدن انسان که توسط رادیوگراف‌ها استفاده می‌شود. آزمون شیء برای اختلاف تباین و تفکیک پذیری فضایی جزئی استفاده می‌شود. از مزایای استفاده از آزمون‌های شیء آسانی و قانون‌مند بودن آن است و می‌توان مداوم کیفیت تصویر را پایش کرد [۶۴].

برای تعیین تباین و تفکیک پذیری تصاویر سیستم روبشی شکافی روی آشکارساز، یک فانتوم آزمون شیء طراحی و شبیه‌سازی شد. نمایی از این آزمون شیء را در شکل ۴-۵ ترسیم شده است. این فانتوم از دو قسمت اصلی تشکیل شده است: (۱) یک قسمت برای محاسبه نسبت تباین به نوفه (CNR^1) (۲) یک قسمت برای تعیین توان تفکیک پذیری فضایی (شکل ۲). فانتوم آزمون شیء منطبق با فانتوم آلفا که برای کنترل کیفی دستگاه‌های رادیوگرافی استفاده می‌شود، طراحی شد [۵۲].

¹ Contrast to Noise Ratio



شکل ۴-۵: فانتوم آزمون شی‌ای طراحی شده برای تعیین کیفیت تصویر خروجی از کد GATE.

همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده است، برای تعیین تباین تصویر، فیلترهای مس با ابعاد mm^2 10×10 و ضخامت‌های 0.1 mm تا 0.7 mm طراحی شده است. به منظور تعیین توان تفکیک پذیری فضایی از آزمون جفت خط از جنس سرب و در محدوده 0.6 تا 5 lp/mm استفاده شد [۴۹].

۴-۳-۴ کیفیت تصویر

معیارهای کیفیت تصویر مورد استفاده برای مقایسه تصاویر اشعه ایکس واقعی و شبیه‌سازی شده در این بخش شرح داده شده است. در این قسمت از نسبت تباین به نوفه و تفکیک پذیری فضایی برای سیستم تصویربرداری روبشی شکافی استفاده شده است.

۴-۳-۴-۱ نسبت تباین به نوفه

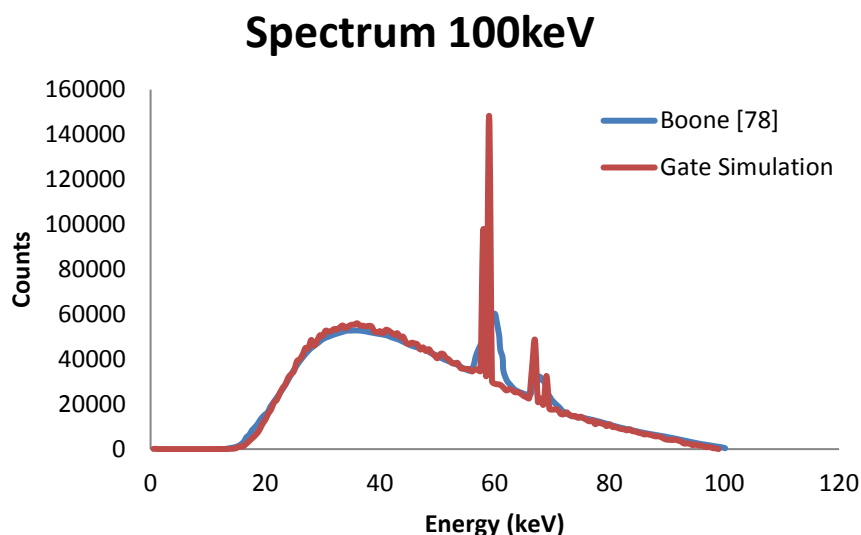
در مورد نسبت تباین به نوفه (CNR) و نوفه در زمینه در تصاویر اشعه ایکس در متون علمی مختلف بحث شده است [۴۸]. CNR معیار خوبی برای توصیف دامنه سیگنال نسبت به نوفه محیط در یک تصویر می‌باشد و با استفاده از تفاوت میانگین مقادیر بین ناحیه سیگنال و زمینه محاسبه می‌شود. نسبت تباین به نوفه (CNR) به عوامل مختلفی از قبیل طیف انرژی پرتو تابیده شده، میدان دید پرتو و چگالی بافت مورد مطالعه بستگی دارد.

۲-۴-۳-۴ تفکیک پذیری فضایی

ارزیابی تفکیک پذیری فضایی می‌تواند با شناسایی کوچکترین جفت خطی که به درستی در تصاویر مشاهده می‌شود، انجام می‌شود. با توجه به انجام آزمون جفت خط با مشاهده بصری، با در نظر گرفتن یک خط عمود بر منطقه آزمون جفت خط، یک پروفایل خطی محاسبه می‌شود. بنابراین می‌توان حداکثر تفکیک پذیری فضایی حاصل از هر تصویر را تعیین کرد [۶۵].

۵-۳-۴ نتایج و بحث

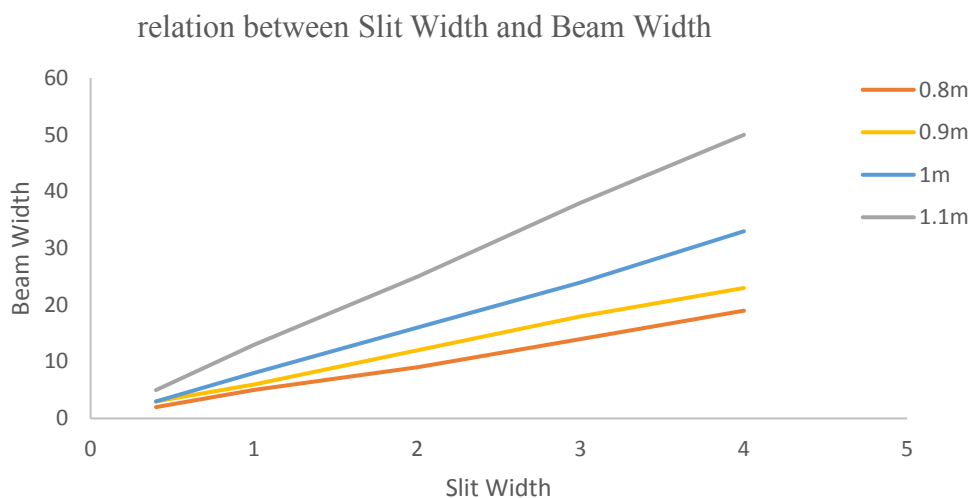
جهت صحت سنجی طیف انرژی محاسبه شده از طریق کد شبیه‌سازی GATE، این نتایج در انرژی ۱۰۰ kVp با نتایج تجربی که توسط Boone و همکارانش مقایسه شده که در شکل (۴-۶) نمایش داده شده است. بازه محاسبات انرژی ۱ keV در نظر گرفته شده است. حداکثر خطای آماری تعداد فوتون‌های تولید شده در هر بازه انرژی ۱ keV در شبیه‌سازی‌ها کمتر از ۵٪ است، که مقدار آن به تعداد الکترون‌های شبیه شده بستگی دارد.



شکل ۴-۶: مقایسه طیف انرژی شبیه‌سازی شده با کد GATE و نتایج تجربی اندازه‌گیری شده [۷۸] در انرژی ۱۰۰ kVp.

ارزیابی کمی از تفاوت بین طیف‌های شبیه‌سازی شده با استفاده از کد GATE و نتایج اندازه‌گیری شده با استفاده از تحلیل آماری انجام شد. آزمون t-test (آزمون دو طرفه) برای طیف‌های شبیه‌سازی شده در مقایسه با اندازه‌گیری‌های تجربی انجام شد. اگر مقدار p-value محاسبه شده بیشتر از مقدار t بحرانی باشد، فرضیه صفر بدون تفاوت آماری معنی دار (در سطح اطمینان ۰.۹۵٪) رد می‌شود [۶۶]. به طور کلی، آزمون t-test هیچ تفاوت آماری معنی داری بین طیف شبیه‌سازی و نتایج تجربی برای تمام آزمایش‌ها انجام شده در این کار نشان نداد. بنابراین می‌توان از مدل شبیه‌سازی شده برای بررسی اثرات مختلف بر طیف انرژی اشعه ایکس استفاده نمود.

برای تعیین عرض پرتو بر روی آشکارساز باید رابطه میان آن با عرض شکاف کولیماتور تعیین شود. بدین منظور در شکل (۷-۴) تاثیر فاصله کولیماتور تا آشکارساز بر روی عرض پرتو نشان داده شده است. همانطور که در شکل (۷-۴) نشان داده شده است با افزایش عرض شکاف کولیماتور، در یک فاصله کولیماتور-آشکارساز مشخص، عرض پرتو روی آشکارساز به صورت خطی افزایش پیدا می‌کند.



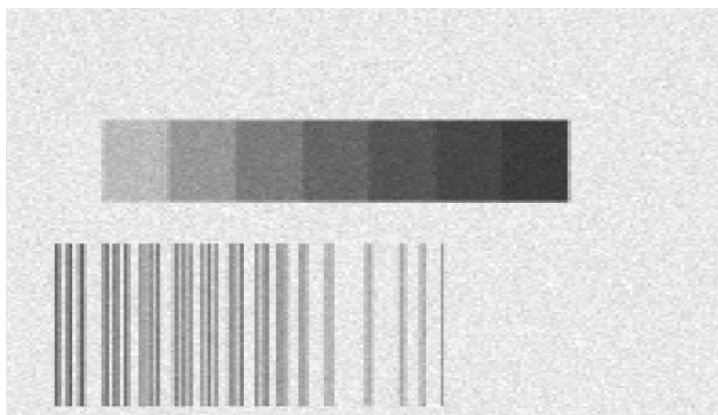
شکل ۷-۴: نمودار وابستگی عرض باریکه پرتو (B) با عرض شکاف کولیماتور.

نمودار شکل (۷-۴) مشخص می کند که شیب نمودار عرض پرتو بر عرض شکاف به فاصله چشمه از کولیماتور وابسته است با استفاده از درونیایی نمودار رابطه میان عرض باریکه و فاصله آشکارساز تا موازی ساز با رابطه زیر محاسبه و به دست می آید:

$$y = ax^2 + bx + c \quad (R^2=0.9983) \quad (1-4)$$

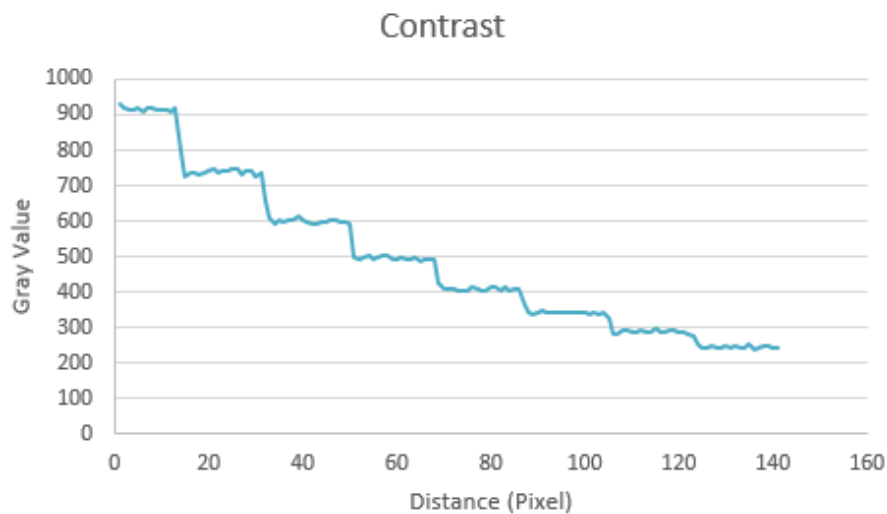
که در این رابطه a و b و c به ترتیب برابر هستند با $۸۱/۵۵۷$ ، $-۱۲۹/۱۱$ و $۵۵/۸۴۹$. y و x به ترتیب عرض باریکه پرتو و فاصله کولیماتور از چشمه است. عرض باریکه پرتو در جهت اسکن با افزایش فاصله تا چشمه به صورت مربعی یا سهمی وار افزایش پیدا می کند.

تصویر به دست آمده از اشعه ایکس شبیه سازی شده برای فانتوم شیء برای عرض شکاف کولیماتور $۰/۴ \text{ mm}$ بر طبق [۶۷] در شکل ۸-۴ نشان داده شده است.

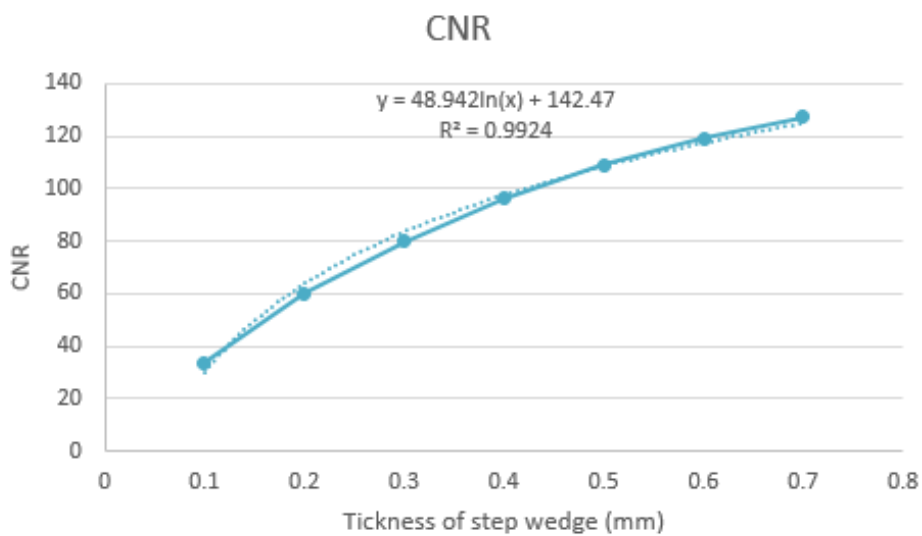


شکل ۸-۴: نمونه ای از تصویر به دست آمده از شبیه سازی آزمون شیء ای با کد GATE برای عرض شکاف کولیماتور $۰/۴ \text{ mm}$.

زمان شبیه‌سازی برای جاروب ۱۰ cm از سطح آشکارساز و ۵۱۲ پیکسل با عرض شکاف کولیماتور
Corei5-5200 of Intel 2.2GHz CPU ,8 GB DDR3 RAM با یک کامپیوتر با مشخصات
تقریباً ۶ ساعت بود. تفکیک پذیری فضایی آشکارساز ۶۰ میکرون بر پیکسل در نظر گرفته شد که
نزدیک به نتایج تجربی سیستم LODOX است. تباین تصویر و CNR برای تصاویر شبیه‌سازی شده با اشعه
ایکس در شکل ۴-۹ الف و ب نمایش داده شده‌اند.



(الف)

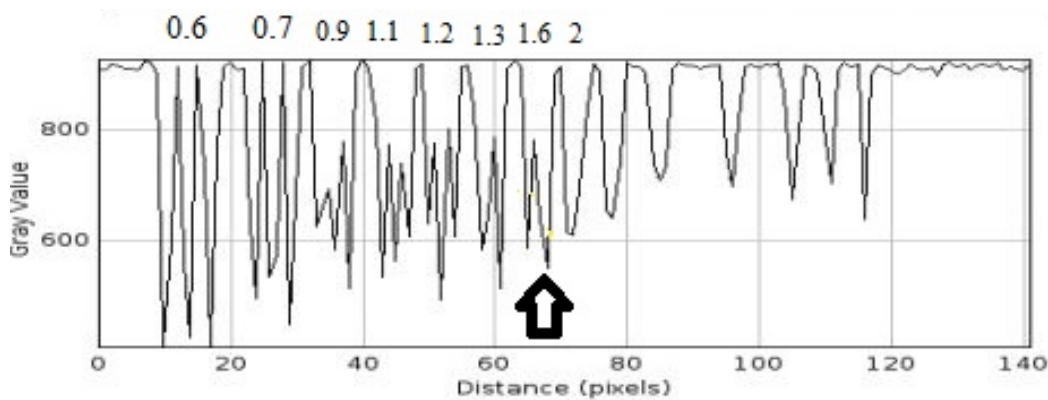


(ب)

شکل ۴-۹: الف) پروفایل تصاویر شبیه‌سازی شده از فیلترهای مسی (ب) نسبت سیگنال به نوفه (CNR) ایجاد شده در تصاویر روبشی شکافی به ازای عرض کولیماتور ۰/۴ mm از فیلترهای مسی

مقدار CNR به دست آمده به شدت سیگنال و نوفه پیکسل بستگی دارد. تباین تصویر و نتایج CNR در این تحقیق با مراجع [۴۸ و ۶۳] مطابقت دارد. همانطور که در نمودار CNR مشاهده می‌شود با افزایش ضخامت فیلترهای مسی مقدار CNR به دلیل کاهش پرتوهای پراکنده، افزایش می‌یابد، بنابراین تصاویر به دست آمده تباین بیشتری ایجاد می‌کند.

در انتهای این قسمت برای تعیین تفکیک پذیری فضایی تصاویر شبیه‌سازی شده از آزمون جفت خط استفاده شد. در شکل ۴-۱۰ پروفایل خط از نظر مقیاس خاکستری اندازه گیری و ترسیم شد. همانطور که مشاهده می‌شود، تفکیک پذیری تصاویر برابر $1/6$ lp/mm به دست آمد که در محدوده تصاویر واقعی رادیوگرافی دیجیتال قرار دارد [۶۸].



شکل ۴-۱۰: پروفایل خط مربوط به شکاف کولیماتور با عرض 0.4 mm

در بهبود هر سیستم تصویربرداری اشعه ایکس، مطالعه نحوه تأثیر هر متغیر در زنجیره تصویر بر تصویر اشعه ایکس مفید است [۱۰]. اگر اثر هر متغیر مشخص باشد، می‌توان متغیرها را برای بهبود تصویر اشعه ایکس خروجی بهینه کرد. از روش شبیه‌سازی توصیف شده در این قسمت می‌توان برای درک تأثیر متغیرهای مختلف مانند خواص چشمه اشعه ایکس، مواد مختلف فیلتر، عرض کولیماتور، مواد و ضخامت جسم مورد بررسی و مواد و فیزیک آشکارساز استفاده کرد. هندسه کد GATE همچنین چارچوبی انعطاف

پذیر برای بررسی متغیرهایی مانند فاصله منبع تا آشکارساز ، فاصله منبع تا شیء ، فاصله منبع تا سازنده ، عرض شکاف و پرتو و اندازه مرحله بین شکاف ها ارائه می دهد. این ویژگی های روش های شبیه سازی آنها را نه تنها برای مطالعه سیستم های تصویربرداری اشعه ایکس موجود بلکه برای طراحی سیستم های جدید مفید می کند.

فصل پنجم

بررسی و بهینه سازی پارامترهای تأثیرگذار بر سیستم تصویربرداری رادیوگرافی تمام بدن با روش روبشی شگافی

کاهش دز جذبی با حفظ کیفیت خوب تصویر اشعه ایکس، بزرگترین مسئله در طراحی و بهینه سازی سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس است. مقدار دز جذبی و کارایی کوانتومی آشکارساز (DQE) به عنوان کیفیت تصویر، می‌تواند با استفاده از شبیه‌سازی برآورد شود و تصمیمات طراحی بر این اساس اتخاذ شود. انتخاب هندسه، شامل فاصله چشمه تا آشکارساز، فاصله موازی‌ساز تا آشکارساز و فاصله شی تا آشکارساز را می‌توان با استفاده از فرایند شبیه‌سازی که در این پایان نامه توضیح داده شده است، بهینه کرد. روش‌های کاهش پراکندگی، مانند کاهش عرض شکاف موازی‌ساز یا استفاده از فیلترگذاری روی باریکه ورودی فوتون‌های اشعه ایکس، نیز می‌توانند با کمک شبیه‌سازی مورد مطالعه قرار گیرند. بررسی اثر تغییرات عرض شکاف موازی‌ساز بر کیفیت تصویر و میزان دز جذبی بیمار در بخش ۱-۵ شرح داده شده است. تأثیر فیلترگذاری روی باریکه پرتوهای اشعه ایکس برای کاهش تابش کم انرژی نیز می‌تواند و محاسبه ضخامت بهینه با استفاده از شبیه‌سازی در بخش ۲-۵ مورد مطالعه قرار گیرد. در بخش ۳-۵ نوسانات ولتاژ بر کیفیت پرتوهای اشعه ایکس در محدوده انرژی رادیولوژی تشخیصی مورد بررسی قرار گرفته است.

۱-۵ بررسی اثر عرض شکاف موازی‌ساز بر کیفیت تصویر و میزان دز جذبی

بیمار

در این قسمت، از ابزار شبیه‌سازی انعطاف پذیر و چند منظوره کد GATE برای تصویربرداری اشعه ایکس دیجیتال با استفاده از روش تصویربرداری روبشی شکافی برای ردیابی اشعه و ارزیابی دز استفاده شد. مطالعات مختلفی بر روی کیفیت تصویر و میزان دز جذبی بیمار در تصویربرداری روبشی شکافی با عرض شکاف‌های مختلف از ۰/۴ تا ۶ میلی‌متر انجام شده است [۲ و ۴۳ و ۶۲]، با این وجود در مورد تأثیر عرض شکاف موازی‌ساز بر کیفیت تصویر و دز جذب شده توسط بیمار مطالعاتی انجام

نگرفته است. در این قسمت، ابتدا یک سیستم تصویربرداری روبشی شکافی مطابق با فصل ۴ با استفاده از کد GATE مونت کارلو طراحی و شبیه‌سازی شد و سپس تأثیر عرض شکاف موازی‌ساز را بر کیفیت تصویر و دز جذب شده بیمار مورد ارزیابی قرار گرفت.

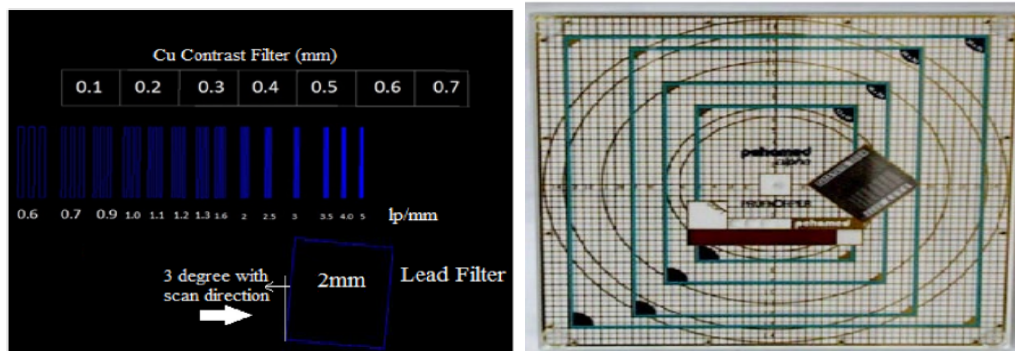
۵-۱-۱ پیکربندی آزمون شی‌ای

دو روش اصلی برای ارزیابی سیستم‌های تصویربرداری وجود دارد:

(۱) ارزیابی تصاویر با اجسام آزمایش شده

(۲) با تصاویر آناتومیکی بدن انسان.

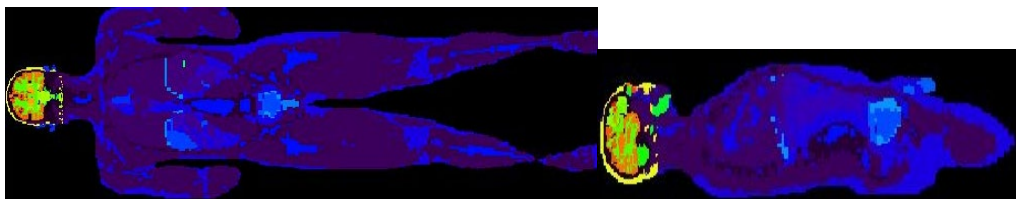
از مزایای استفاده از آزمون شی‌ای اطلاع داشتن از ترکیب، اندازه و هندسه ساده آنها است [۱۰]. به منظور بررسی کیفیت تصاویر حاصل از تغییرات عرض باریکه اشعه ایکس، یک فانتوم را روی سطح آشکارساز با کد GATE مدل‌سازی شد تا تباین و وضوح تصاویر روبشی شکافی مورد ارزیابی قرار گیرد. این فانتوم دارای سه قسمت اصلی بود. اولین قسمت آن روی محاسبه نسبت تباین به نوفه (CNR) متمرکز بود، قسمت دوم برای تعیین تفکیک‌پذیری فضایی اختصاص داده شد. سومین قسمت نیز مربوط به ارزیابی طیف قدرت نوفه (NPS)، تابع انتقال مدولاسیون (MTF) و کارایی کوانتومی آشکارساز (DQE) بود (شکل ۵-۱ را ببینید). فانتوم شی‌ای مطابق با فانتوم آلفا (مدل DIN 6868/4) که برای کنترل کیفیت دستگاه‌های رادیوگرافی استفاده می‌شود، طراحی شد [۵۱].



شکل ۵-۱: نمایی از آزمون شی‌ای مورد استفاده در این مطالعه که مطابق با فانتوم آلفا است. برای تعیین تباین تصویر، فیلترهای مس با ابعاد $10 \times 10 \text{ mm}^2$ و ضخامت‌های 0.1 mm تا 0.7 mm طراحی شده است. به منظور تعیین توان تفکیک پذیری فضایی از آزمون جفت خط از جنس سرب و در محدوده 0.6 تا 5 lp/mm استفاده شد [۴۹]. برای محاسبه عملکرد گسترش لبه، یک جسم سربی به ضخامت ۲ میلی متر برای بدست آوردن لبه تیز شبیه‌سازی شد و متعاقباً MTF و DQE محاسبه شد. بلوک سربی در زاویه ۳ درجه (زاویه سرب) نسبت به جهت اسکن قرار داده شد همانطور که در [۴۹ و ۵۴] آمده است.

۵-۱-۲ فانتوم انسان نما

با توجه به در دسترس بودن و سرعت کدهای رایانه‌ای، از مدل‌های شبیه‌سازی برای بررسی اثرات مختلف بر آناتومی واقعی انسان استفاده می‌شود [۴۹]. در این قسمت از فانتوم دیجیتال انسان نما Zubal استفاده شده است، که از تصاویر سی تی اسکن مردی با قد ۱۷۷ سانتی متر و وزن ۷۰ کیلوگرم به دست آمده است. در این فانتوم ۳۵ اندام با چگالی و مواد مختلف وجود دارد [۴۹]. ابعاد فانتوم حجمک $493 \times 87 \times 147$ و اندازه حجمک $3/6 \times 3/6 \times 3/6$ میلی متر است (شکل ۳).



شکل ۵-۲: نمایی از فانتوم Zubal مورد استفاده در کد GATE

۵-۱-۳ مشخصات شبیه‌سازی

سیستم تصویربرداری روبشی شکافی با استفاده از مشخصات دستگاه Lodox شامل مشخصات چشمه اشعه ایکس، تعداد فوتونهای ساطع شده، طیف انرژی و نقطه کانونی انتخاب شده است. (شکل ۴). در این قسمت از تیوب اشعه ایکس ۱۱۰ kVp و ۲۰۰ میلی آمپر به عنوان چشمه نقطه ای با فیلتر آلومینیومی ذاتی ۲ میلی متر استفاده شد. همچنین، عرض شکاف موازی‌ساز نیز متغیر از ۰/۴ میلی متر تا ۴ میلی متر با ضخامت ۵ میلی متر برای ایجاد یک پرتو باریک بادبزی انتخاب شد. فاصله چشمه تا آشکارساز نیز مانند فصل ۴، ۱۱۰۰ میلی متر قرارداد شد. در مرحله اول، از فانتوم شی‌ای برای تعیین پارامترهای کیفیت تصویر استفاده شد. پارامترهای NPS، MTF، DQE و وضوح مکانی محاسبه شد. در مرحله دوم، از فانتوم انسان Zubal برای تعیین دز جذب شده در بافت‌های مختلف استفاده شد.

سطح فانتوم شی‌ای 15×7 سانتی متر مربع طراحی و از یک لایه 8×20 ، CsI سانتی متر مربع با ضخامت ۰/۶ میلی متر به عنوان آشکارساز برای شبیه‌سازی آزمون شی‌ای استفاده شد. علت انتخاب ابعاد آشکارساز در آزمون شی‌ای اینست که بتواند زاویه پرتوهای بادبزی عرض فانتوم شی‌ای را بتواند پوشش دهد و با این انتخاب تقریباً ۲۶۲۰۰۰ پیکسل روی سطح آشکارساز ایجاد شد. وضوح آشکارساز ۶۰ میکرومتر مطابق با وضوح دستگاه Lodox تنظیم شد. شار فوتونی برای بررسی عرض شکاف موازی‌ساز یکسان در نظر گرفته شد.

با توجه به ابعاد فانتوم انسان (177×59 سانتی متر مربع)، از یک آشکارساز با ابعاد 200×80 سانتی متر مربع CSI با ضخامت $0/6$ میلی متر استفاده شد. همچنین در این حالت نیز وضوح آشکارساز تقریباً 60 میکرومتر تنظیم شد. در این مدل شبیه سازی شده، هم در شی آزمایش و هم در اسکن فانتوم انسان، سرعت حرکت تیوب اشعه ایکس مطابق با دستگاه Lodox، 140 میلی متر بر ثانیه تنظیم شد و صفحه آشکارساز و فانتومها ثابت قرار گرفتند.

۵-۱-۴ کیفیت تصویر

معیارهای کیفیت تصویر مورد استفاده برای مقایسه تصاویر اشعه ایکس واقعی و شبیه سازی شده در این بخش شرح داده شده است. MTF، NPS و DQE با توجه به سیستم های روبشی شکافی معرفی شده و روش آزمون لبه مورد استفاده برای محاسبه آنها شرح داده شده است.

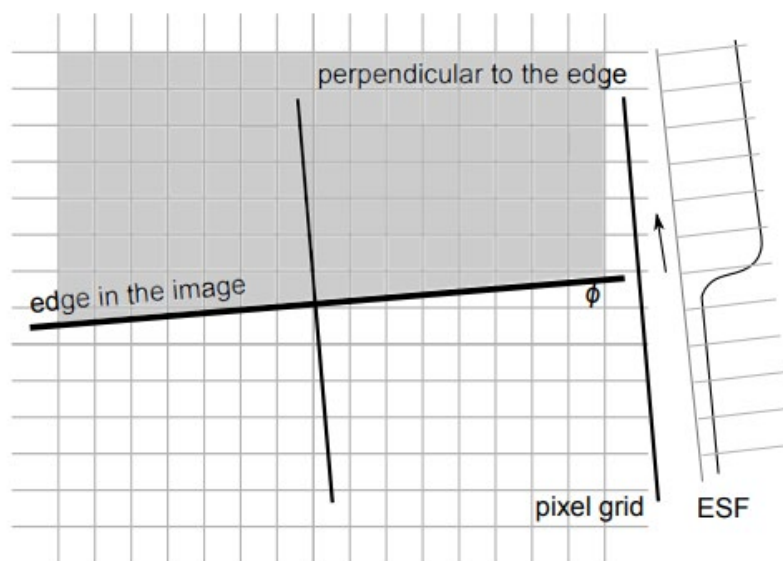
۵-۱-۴-۱ نسبت تباین به نوفه

نسبت تباین به نوفه (CNR) و نوفه زمینه در تصاویر اشعه ایکس در مطالعات مختلف مورد بحث قرار گرفته است [۴۸]. CNR معیاری برای توصیف دامنه سیگنال نسبت به نوفه محیط در یک تصویر است و می تواند با استفاده از تفاوت میانگین بین مقدار خاکستری سیگنال و مقدار خاکستری تابش زمینه در آزمون شی ای محاسبه شود.

۵-۱-۴-۲ تفکیک پذیری سیستم از طریق MTF

روش آزمون لبه برای محاسبه MTF در این رساله بر اساس مدل ارائه شده در [۴۹] است که مطابق با [۴۸ و ۵۰] به منظور ارزیابی سیستم تصویربرداری روبشی شکافی مناسب است. همانطور که در شکل ۵-۳ نشان داده شده است، یک قطعه سربی صیقل داده شده، با لبه تیز، با چرخش ۱ تا ۵ درجه نسبت به محور آشکارساز قرار گرفت. زاویه دقیق براساس [۴۹] ۳ درجه انتخاب و استفاده

شد. تابع پهن‌شدگی لبه با نمایش پیکسل‌ها در اطراف لبه شی مورد آزمایش نسبت به محور موازی آشکارساز به دست می‌آید. تابع پهن‌شدگی لبه از شدت پیکسل‌ها در تصویر خام در فواصل مشخص از لبه تعیین می‌شوند. یک نمونه تابع پهن‌شدگی لبه در شکل ۳-۵ نشان داده شده است. اگر شی در شکل ۳-۵ عمود بر جهت اسکن باشد و زاویه ای نداشته باشد، تابع پهن‌شدگی لبه مانند یک موج مربعی به نظر می‌رسد. تابع پهن‌شدگی خطی^۱ (LSF) در شکل ۵-۱ الف با مشتق‌گیری عددی از تابع پهن‌شدگی لبه بدست می‌آید و MTF مقدار نرمال شده تبدیل فوریه یک بعدی تابع پهن‌شدگی خطی است. تابع پهن‌شدگی لبه و تابع پهن‌شدگی خطی را می‌توان به ترتیب پاسخ پله‌ای و پاسخ ضربه‌ای سیستم در نظر گرفت.



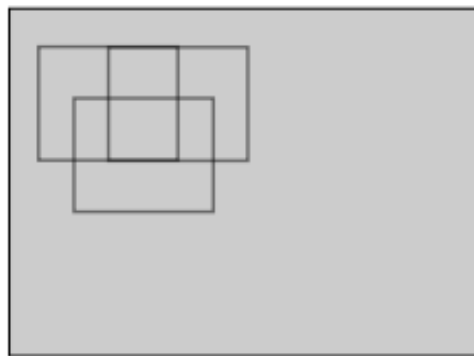
شکل ۳-۵: طرح کلی محاسبه تابع پهن‌شدگی لبه (ESF)

^۱ Line Spread Function

۵-۱-۴-۳ طیف توان نوفه

طیف توان نوفه (NPS) اندازه‌گیری نوفه در تصویر اشعه ایکس است. در این پایان نامه NPS با استفاده از روش توصیف شده در [۴۵]، با استفاده از یک ناحیه یکنواخت در تصویر مطابق شکل ۴-۵ الف محاسبه شد. این روش تک بعدی محاسبه NPS را می‌توان به دو بعد گسترش داد. در این روش ابتدا یک ناحیه پیکسل $N \times N$ انتخاب می‌شود. برای هر یک از این مربعات تا حدی همپوشانی باید وجود داشته باشد، NPS دو بعدی با استفاده از الگوریتم محاسباتی زیر محاسبه می‌شود:

- منطقه با یک پنجره مربعی پوشانده می‌شود.
 - در امتداد سطرها و در امتداد ستون‌ها پنجره‌ها انتخاب می‌شوند.
 - مربع FFT تک بعدی برای پنجره‌ها محاسبه می‌شود.
- میانگین طیف از تمام مربع‌ها برای به دست آوردن طیف نوفه بدست می‌آید. مقدار N در مقالات مختلف از مقادیر ۱۶ تا ۲۵۶ می‌تواند انتخاب شود که در این تحقیق از مقدار ۶۴ استفاده شده است [۴۵].



شکل ۴-۵: یک مثال از سه ناحیه پیکسل که تا حدی با هم همپوشانی دارند، در یک ناحیه یکنواخت پرتوگیری نشان داده شده است. مربع‌ها در هر دو جهت نیم مربع همپوشانی دارند. سه مربع با خطوط ضخیم نشان داده شده است. برای هر مربع طیف توان نوفه تعیین می‌شود. به طور متوسط از این طیف‌ها طیف صافی بدست می‌آید.

۵-۴-۱-۴ کارآیی کوانتومی آشکارساز

کارآیی کوانتومی آشکارساز DQE هر سیستم تصویربرداری اشعه ایکس را می‌توان با استفاده از MTF، NPS با استفاده از رابطه ۲-۴ محاسبه کرد. در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی، MTF، NPS و DQE در جهت اسکن با جهت شکاف متفاوت خواهد بود. لبه‌ها در جهت اسکن به دلیل عدم پرتوهای پراکنده، تیزتر از لبه‌ها در جهت شکاف خواهند بود. و این تیزی لبه‌ها در دو جهت، منجر به عملکردهای کمی متفاوت MTF، NPS و DQE می‌شوند. به همین دلایل مهم است که در مقایسه سیستم‌های مختلف از یک روش ثابت برای تعیین DQE استفاده شود.

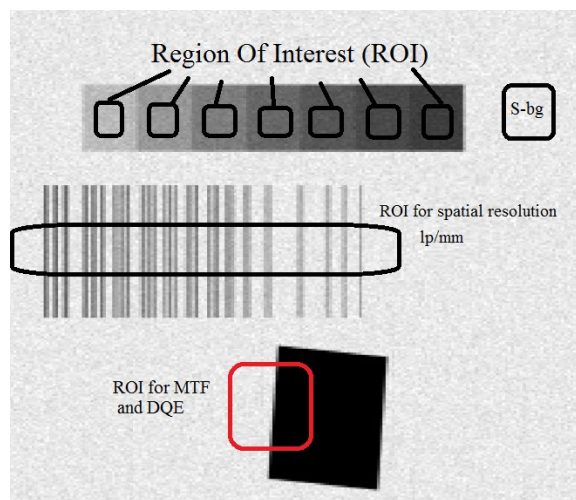
۵-۱-۵ نتایج و بحث

تصاویر اشعه ایکس شبیه‌سازی شده برای آزمون شی‌ای در شکل ۵-۵ نشان داده شده است. زمان شبیه‌سازی با استفاده از کامپیوتر یا مشخصات و CPU (Intel 2.2GHz) corei 5-5200 و 8 GB DDR3 RAM برای آشکارساز ۱۰ سانتی‌متر، ۶۵۵۳۶ پیکسل، با عرض شکاف ۴ میلی‌متر، تقریباً ۶ ساعت بود. تفکیک پذیری آشکارساز در این حالت $50 \mu\text{m}/\text{pixel}$ بدست آمد. تصاویر شبیه‌سازی شده با استفاده از پارامترهای کیفیت مبتنی بر ناحیه مورد بررسی مانند تباین و CNR و پارامترهای کیفیت مبتنی بر سیستم مانند MTF، NPS و DQE مقایسه شدند. شکل ۵-۶ تباین تصویر و CNR را برای تصاویر واقعی و شبیه‌سازی شده نشان می‌دهد. چهار منطقه مستقل از یکدیگر در هر دو تصویر برای محاسبه تباین و CNR انتخاب شده اند. تصاویر واقعی و شبیه‌سازی شده محدوده‌ای از تباین تصویر و نسبت CNR را بر اساس ناحیه پیکسل‌های انتخاب شده تولید می‌کنند. در شکل‌های ۵-۶ الف و ۵-۶ ب به ترتیب تباین و نسبت تباین به نوفه CNR را در تصویر شبیه‌سازی شده نشان می‌دهد. شکل ۵-۶ (الف) مقدار خاکستری را در زیر فیلترهای مسی برای عرض‌های مختلف شکاف موازی‌ساز به تصویر کشیده است. از منحنی‌ها می‌توان دریافت که با کاهش عرض شکاف، تباین کاهش می‌یابد. نتایج تباین به نوفه CNR وابستگی به

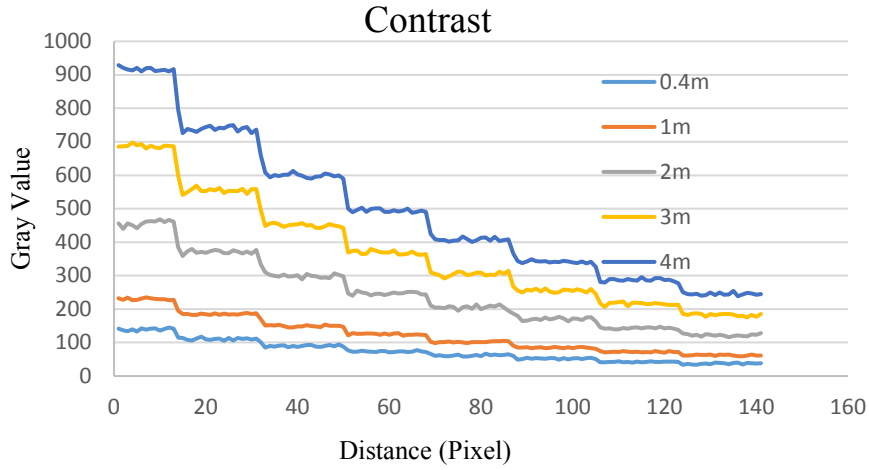
شدت سیگنال و نوفه پیکسل را نشان داد. تباین تصویر و نتایج CNR در این قسمت با [۴۸] مطابقت دارد. همانطور که در نمودارهای CNR نشان داده شده است (شکل ۵-۶ (ب))، CNR به دلیل تشدید شار فوتون در سطح آشکارساز با افزایش عرض شکاف کولیماتور، افزایش می‌یابد. در نتیجه هنگامی که عرض شکاف از $0/4$ به 4 میلی متر افزایش می‌یابد، تصاویر بدست آمده تباین بیشتری را نشان می‌دهند.

برای محاسبه ESF، LSF و MTF از یک قطعه سربی 2 میلی متری که زاویه 3 درجه نسبت به آشکارساز دارد، استفاده شده است. MTF ویژگی‌های عملکرد انتقال سیستم را اندازه گیری می‌کند. MTF با استفاده از ESF، LSF و روش تست لبه توصیف شده در بخش ۵-۱-۴-۲ محاسبه می‌شود. منحنی های MTF برای تصاویر شبیه‌سازی شده در عرض‌های مختلف شکاف موازی‌ساز در شکل ۵-۷ نشان داده شده است. MTF ها مشابه روش انجام شده در [۴۹]، برای مقایسه بین 0 تا 1 نرمال شده‌اند، به طوری که $MTF(0) = 1$ ، یعنی فرکانس صفر روی 1 تنظیم می‌شود. در نمودارهای MTF با افزایش فرکانس به دلایل مختلف از قبیل تضعیف پرتوهای اولیه تا سطح دکتور و پرتوهای پراکنده و ... اندازه MTF از حالت ایده ال افت کرده و کاهش می‌یابد و بنابراین هر چه نمودار MTF نزدیک تر به مقدار ایده ال ($MTF=1$) باشد کیفیت تصاویر آن بهتر بوده و قابلیت تشخیصی توسط ناظر پزشکی راحتتر خواهد بود. در شکل ۵-۷ منحنی ها توابع انتقال مدولاسیون و روند کاهشی مشابهی بین عرض‌های مختلف شکاف نشان می‌دهند. شباهت منحنی های MTF با نتایج تجربی [۶۲] نشان می‌دهد که وضوح فضایی تصویر اشعه ایکس در تصویر شبیه‌سازی شده به درستی مدل سازی شده است.

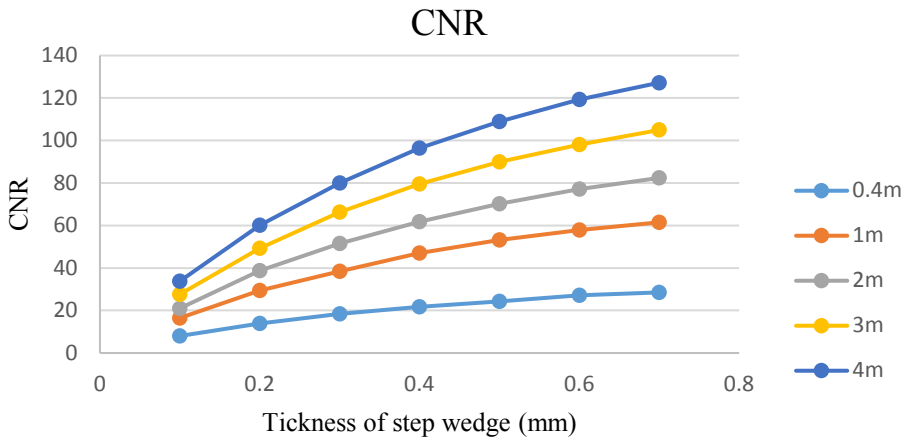
مقدار NPS برای تصویر شبیه‌سازی شده در شکل ۵-۷ در مقیاس لگاریتمی ترسیم شده است. شکل منحنی‌ها مشابه هم هستند. این انتظار نیز می‌رود زیرا شبیه‌سازی برای یک آشکارساز صفحه مسطح انجام شده است. روند نمودارهای NPS با نتایج تجربی [۶۲] نشان می‌دهد ماهیت نوفه به درستی مدل‌سازی شده است.



شکل ۵-۵: تصویر آزمون شی‌ای بدست آمده از کد GATE برای عرض ۴ میلی‌متر شکاف موازی‌ساز.

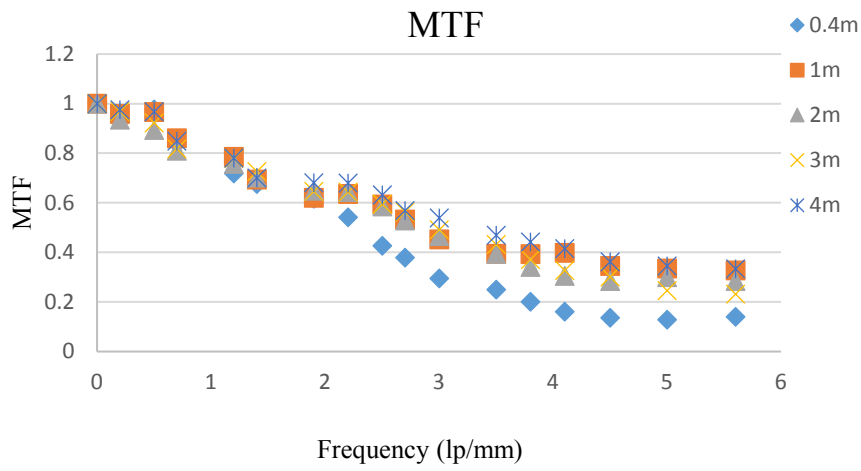


الف

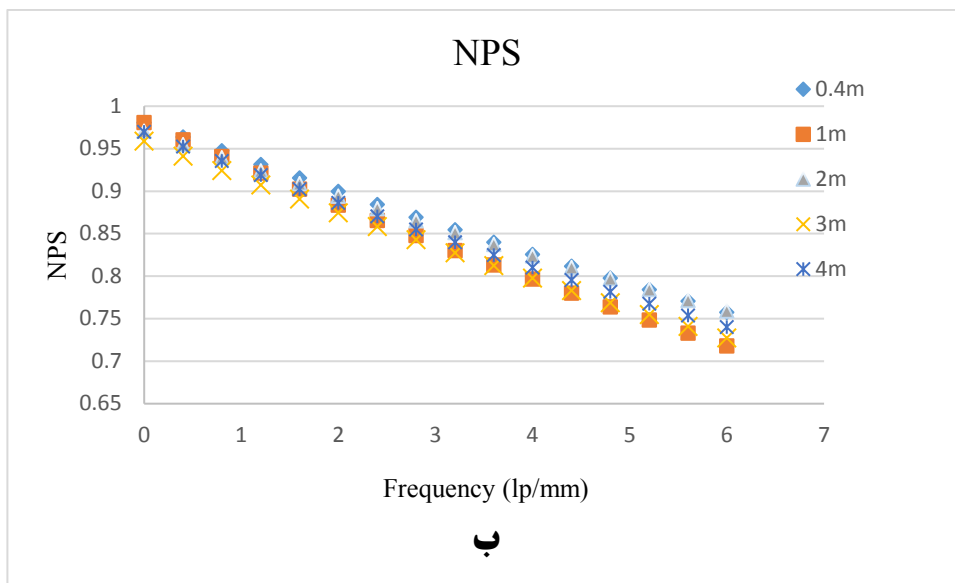


ب

شکل ۵-۶: الف) پروفایل خطی تصاویر شبیه‌سازی شده آزمون شی‌ای (ب) نسبت تباین به نوفه (CNR) محاسبه شده از تصاویر سیستم روبشی شکافی در عرض‌های مختلف موازی‌ساز از از فیلترهای مسی

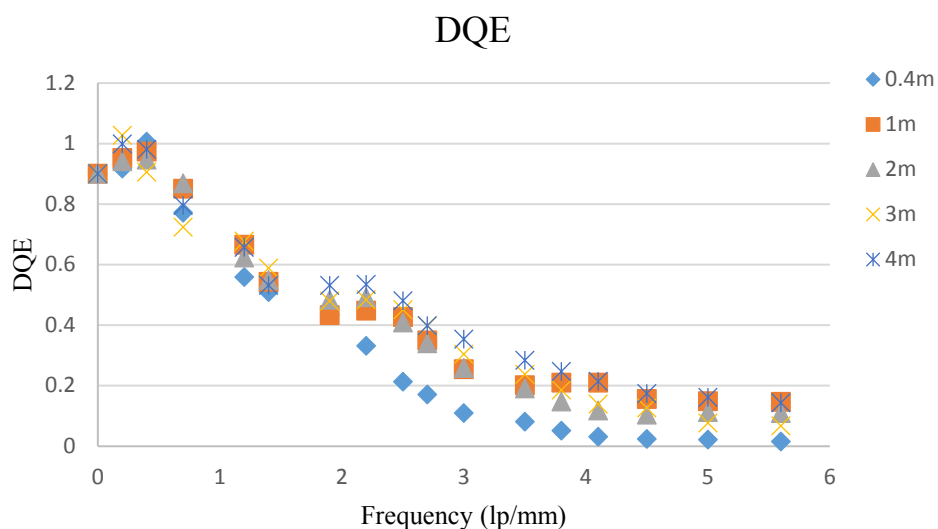


الف



ب

۵-۷ الف) تابع انتقال مدولاسیون ب) طیف توان نوفه بدست آمده از تصاویر شبیه‌سازی شده



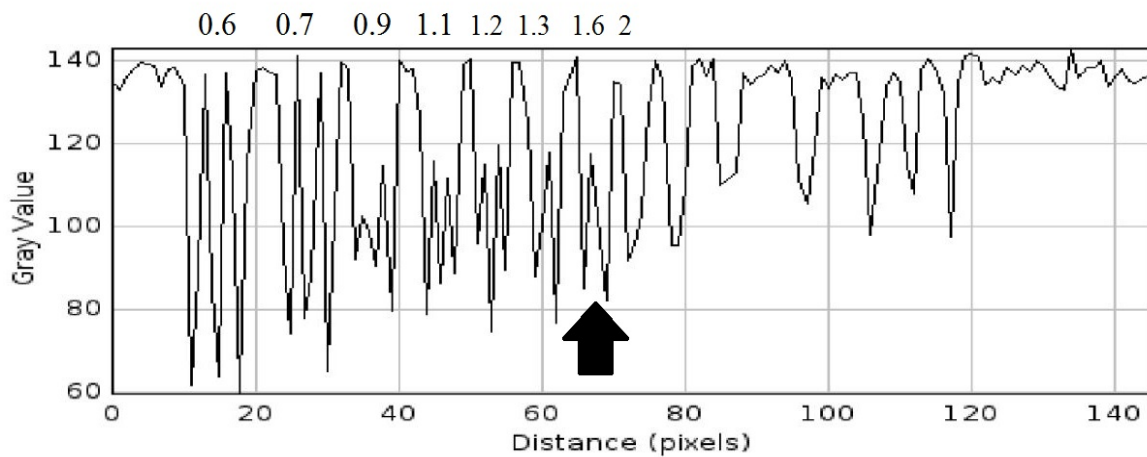
۵-۸: کارائی کوانتومی آشکارساز محاسبه شده برای عرض شکاف‌های مختلف

منحنی های DQE، محاسبه شده با استفاده از رابطه ۲-۴، در شکل ۵-۸ نشان داده شده است. DQE ترکیبی از MTF و NPS در تصویر اشعه ایکس است. شکل منحنی‌های DQE (ب سقوط و فرکانس پیک) در تصاویر اشعه ایکس در عرض های شکاف ۰/۴ تا ۴ میلی متر مشابه هستند. منحنی های MTF، NPS و DQE در جهت شکاف مشابه منحنی‌های به دست آمده از سیستم تصویربرداری اشعه ایکس LODOX است [۴۳، ۴۹]. منحنی‌های DQE توضیح می دهد که چگونه یک سیستم تصویربرداری اشعه ایکس می‌تواند تصویری با نسبت سیگنال به نوفه بالا (SNR) نسبت به یک آشکارساز ایده آل تولید کند. بنابراین در نمودار های DQE هرچه مقدار DQE از مقدار ۱ فاصله بگیرد نسبت سیگنال به نوفه و در نتیجه کیفیت تصویر پایین تر خواهد بود و قابلیت تشخیص نواقص^۱ سخت تر خواهد بود [۵۴].

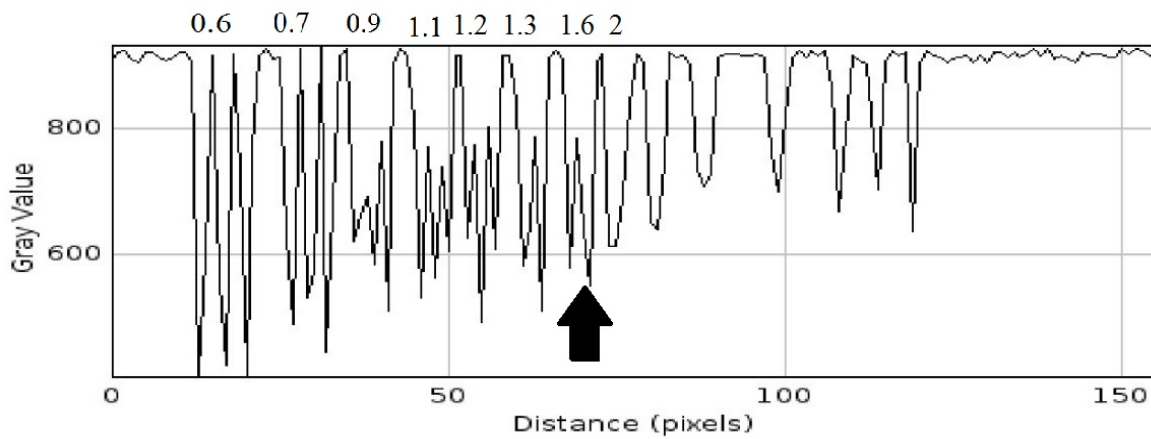
¹ Defects

وجود پرتوهای پراکنده، تضعیف پرتوهای اولیه تا سطح آشکارساز و همچنین تأثیر عوامل ذاتی نظیر موازی‌سازی، کریستال آشکارساز و نیز عوامل دیگر سر راه فوتون‌ها پیش از ثبت پالس در آشکارساز، بر تابع تبدیل مدولاسیون MTF تأثیر داشته به طوری‌که تباین خروجی همیشه کمتر از تباین ورودی خواهد بود [۷۰]. بنابراین همانطور که در شکل ۵-۸ مشاهده می‌شود با ثابت نگه‌داشتن پارامترهای مختلف از قبیل فاصله چشمه تا آشکارساز، نوع آشکارساز، در فرکانس‌های بالا به ازای افزایش شکاف موازی‌ساز (به دلیل افزایش فوتون‌های پراکنده) اختلاف بین منحنی‌ها مشاهده می‌شود و این دلیل باعث افت بیشتر MTF در شکاف ۴ mm شده است.

برای تأیید عدم تغییر قابل توجه در کیفیت تصویر با کاهش عرض شکاف موازی‌ساز، از آزمون تفکیک‌پذیری فضایی با استفاده از آزمون جفت خط در میلی متر استفاده شد. هدف از این آزمایش ارزیابی تأثیر تغییرات در اجزای داخلی سیستم تصویربرداری مانند تأثیر عرض شکاف دستگاه بر تفکیک‌پذیری فضایی است. الگوی جفت خط برای اندازه‌گیری تفکیک‌پذیری فضایی سیستم رادیوگرافی دیجیتال (DR) استفاده می‌شود و کاهش عملکرد کافی در زیر سیستم‌های عملیات تصویربرداری می‌تواند کیفیت تصویر را تحت تأثیر قرار داده و خود را در تعداد زوج خط‌های قابل مشاهده منعکس کند [۶۸]. شکل ۵-۹ پروفایل‌های خطی از آزمون جفت خط با مقیاس خاکستری را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود، وضوح همه تصاویر تقریباً برابر با $1/6$ lp/mm (فلش سیاه) است. این بدان معناست که کیفیت تصاویر بدست آمده با افزایش عرض شکاف تغییر نکرده است.



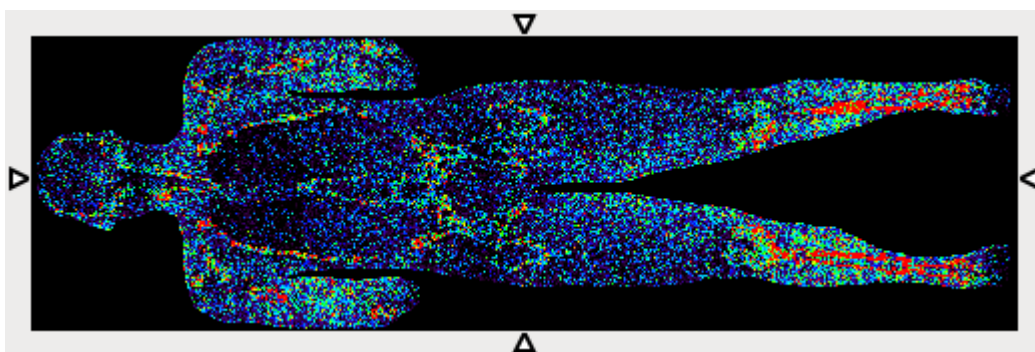
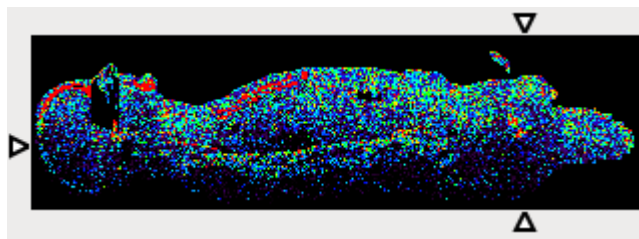
(الف)



(ب)

شکل ۵-۹: پروفایل خطی آزمون تفکیک‌پذیری فضایی آزمون شی‌ای در قسمت جفت خط بر میلی‌متر در شکاف‌های الف) ۰/۴ میلی‌متر ب) ۴ میلی‌متر

یکی از مزایای استفاده از سیستم تصویربرداری روبشی شکافی، کاهش دز جذبی بیمار در مقایسه با سیستم‌های تصویربرداری معمولی است [۲]. از فانتوم ZUBAL برای تعیین تأثیر عرض شکاف بر دز جذبی بیمار استفاده شد. در شکل ۵-۱۰ نمایی از تصویر پرتودهی شده فانتوم انسان نما به تصویر کشیده شده است.



شکل ۵-۱۰: تصویر پرتودهی شدهی فانتوم انسان نما.

در جدول ۵-۱ نتایج محاسبه دز کل بدن و اندامهای مختلف ارائه شده است. هنگامی که عرض شکاف موازی‌ساز افزایش می‌یابد، به دلیل افزایش شار فوتون و افزایش تعداد فوتون‌های پراکنده، دز جذب شده در تمام اندام‌ها افزایش پیدا می‌کند، این نتیجه از جدول ۵-۱ به راحتی قابل استنباط است. این افزایش در اندام‌های مورد مطالعه متفاوت است و از ۴ مرتبه در کلیه تا ۱۳۲ مرتبه در کبد متغیر است. مطالعات نشان داد که بیشتر دز در پوست و سپس در بافت ریه جذب می‌شود. دز جذب شده برای کل بدن می‌تواند هنگام افزایش عرض شکاف موازی‌ساز تا ۱۴ برابر بیشتر شود.

جدول ۵-۱: برآورد دز تمام بدن و اندام‌های مختلف بر حسب mGy در فانتوم Zubal توسط کد GATE.

Slit-width	blood	heart	Kidney	Liver	Lung	SpineBone	Thyroid	Skin	Sum
0.4mm	3.70E-02	1.62E-02	7.34E-03	2.03E-03	1.91E-02	1.28E-02	1.08E-04	1.16E-01	1.32E+00
1mm	5.47E-02	2.44E-02	7.34E-03	6.63E-02	1.33E-01	4.46E-02	3.10E-04	4.46E-01	4.69E+00
2mm	1.08E-01	4.97E-02	1.46E-02	1.33E-01	2.54E-01	9.00E-02	6.81E-04	8.86E-01	9.37E+00
3mm	1.63E-01	7.37E-02	2.17E-02	2.00E-01	3.91E-01	1.36E-01	1.10E-03	1.33E+00	1.41E+01
4mm	2.22E-01	1.01E-01	2.86E-02	2.68E-01	5.22E-01	1.81E-01	1.60E-03	1.79E+00	1.88E+01

نتایج این مطالعه نشان داد که کاهش دز جذبی بیمار با حفظ کیفیت تصویر امکان پذیر در سیستم تصویربرداری رادیوگرافی تمام بدن با روش روبشی شکافی با کاهش عرض شکاف موازی ساز تا ۰/۴ میلی متر امکان پذیر است. در مطالعات قبلی، عرض‌های مختلف از ۰/۴ تا ۶ میلی متر برای عرض شکاف به صورت پراکنده و در مطالعات مختلف استفاده شده بود که این مطالعه مقدار بهینه ۰/۴ میلی متر را برای داشتن بهترین شرایط تصویربرداری برای عرض شکاف پیشنهاد می‌دهد.

۵-۲ بررسی اثر فیلترگذاری در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی

از فیلترهای اضافی می‌توان برای کاهش دز در تصاویر اشعه ایکس استفاده کرد. فیلترها، فوتون‌های کم انرژی که به طور کامل در بدن انسان نفوذ نمی‌کنند و در بافت جذب می‌شوند را فیلتر می‌کنند. بنابراین این فوتون‌های کم انرژی دز تابش را بدون تاثیر در کیفیت تصویر افزایش می‌دهند. فیلترگذاری همچنین با تضعیف طیف انرژی ورودی، کیفیت تصویر را کاهش می‌دهد. به عنوان کاربرد سیستم شبیه‌سازی ارائه شده در این پایان نامه، تأثیر فیلترهای با ضخامت‌های مختلف بر کیفیت تصویر مورد مطالعه قرار گرفته است.

۵-۲-۱ مقدمه

دز ورودی به بدن نقطه‌ای است که اشعه ایکس با بدن بیمار برخورد می‌کند، در حالی که دز موثر با در نظر گرفتن حساسیت های پرتوی اندام های مختلف بدن می‌باشد [۲]. دز موثر با استفاده از دز ورودی با شبیه‌سازی مونت کارلو از فانتوم‌های ریاضی برای نشان دادن اندام‌ها برآورد می‌شود [۲]. هدف اصلی استفاده از فیلترها حذف اشعه ایکس با انرژی کم است که تاثیری در کیفیت تصویر ندارد. نتایج نشان داده شده بود که استفاده از یک فیلتر مسی ۰/۱ میلی متری بر روی سیستم Lodox می‌تواند دز تابش را به میزان قابل توجهی کاهش دهد در حالی که کیفیت تصویر تشخیصی را در پرتوگیری با KV را حفظ می‌کند [۷۱].

یک مطالعه تصویربرداری روی اجساد [۷۲] نشان داد که استفاده از فیلتراسیون با حفظ کیفیت تصویر تشخیصی، دز را کاهش می‌دهد. یک مدل پیش بینی دز برای برآورد دز بیمار بر اساس پارامترهای ورودی توسعه داده شد. کیفیت تصویر با استفاده از DQE، با تصویربرداری از بلوک تنگستن به ضخامت ۳ میلی متر با استفاده از فیلترهای آلومینیومی با ضخامت ۰/۹ میلی متر، ۱/۸ میلی متر و ۲/۷ میلی متر ارزیابی شد. تصویربرداری با اشعه ایکس با استفاده از روش روبشی شکافی با دستگاه Lodox انجام شد. تأثیر کاهش کیفیت تصویر در اثر فیلترگذاری نیز با نشان دادن تصاویر اشعه ایکس از فانتوم و جسد به رادیولوژیست‌ها از نظر کیفی مورد مطالعه قرار گرفت. هدف از این مطالعه کاهش دز پرتوی برای اطفال بود. دز ورودی به طور متوسط ۳۶ درصد با حفظ کیفیت تصویر تشخیصی کاهش یافت [۷۲].

توضیح دلایل کاهش دز در سیستم‌های روبشی شکافی در [۲] ارائه شده است. هندسه پرتو، نوفه کم آشکارساز دیجیتال، مقدار کم پرتوهای پراکنده و استفاده از فیلترها دلایل اصلی دز پایین بودند. فیلترهای آلومینیوم و مس در [۷۲] برای کاهش دز در تصاویر اشعه ایکس کودکان استفاده شد. فیلترهای مولیبدن

در درجه پایین ترین کیلوولت (۳۰ تا ۳۵ کیلو ولت) برای مطالعه تأثیر آنها بر پرتوهای پراکنده در یک سیستم ماموگرافی روبشی شکافی در [۶] استفاده شد. این مطالعات نشان می دهد که هنگام استفاده از فیلترها، دز جذبی بیمار کاهش می یابد.

هدف از رادیوگرافی بدست آوردن تصاویری با کیفیت مناسب برای اهداف بالینی با حداقل دز تابش به بیمار است [۱۰]. ارزیابی کیفیت تشخیصی عکس‌های اشعه ایکس یک کار پیچیده است زیرا تفسیر آن به یک ناظر انسانی بستگی دارد. پیچیدگی تشخیصی در عکس‌ها بیشتر می شود وقتی تصاویر توسط رادیولوژیست متفاوت برای تشخیص های مختلف ارزیابی می‌شود [۱۰]. ارزیابی کیفیت تصویر می‌تواند بر اساس نظر متخصص رادیولوژی باشد و ارزیابی عینی را دشوار می‌کند. این موضوع در [۷۲] مشاهده می شود، جایی که برخی از رادیولوژیست ها تصاویر فیلتر شده را «معادل» و دیگران آنها را «کمی بهتر» در مقایسه با تصاویر بدون فیلتر نشان می دهند. Koedooder تأثیر ۲۷ ماده مختلف فیلتر را بر دز تابش مورد مطالعه قرار دادند [۷۳]. نتیجه گیری شد که مواد فیلتر معمولی مانند آلومینیوم و مس در مقایسه با مواد تخصصی پیشنهاد شده در مطالعات قبلی ، مانند گادولینیوم ، در کاهش دز به همان اندازه خوب عمل کردند.

۵-۲-۲ آزمون تباین

برای تعیین تباین تصاویر سیستم روبشی شکافی روی آشکارساز، یک فانتوم آزمون تباین طراحی و شبیه‌سازی شد. نمایی از فانتوم آزمون تباین در شکل (۵-۱۱) نشان داده شده است. این فانتوم منطبق با فانتوم آلفا که برای کنترل کیفی دستگاه‌های رادیوگرافی استفاده می‌شود، طراحی شد [۵۲].



شکل ۵-۱۱: فانتوم آزمون تباين برای تعيين تباين تصوير خروجی مدل شبیه‌سازی با کد GATE.

نسبت تباين به نوفه (CNR) معيار خوبی برای توصيف دامنه سيگنال نسبت به نوفه محيط در یک تصوير می‌باشد و با استفاده از تفاوت میانگين مقادير بين ناحیه سيگنال و زمينه محاسبه می‌شود و از رابطه (۲-۲) محاسبه می‌شود [۴۸].

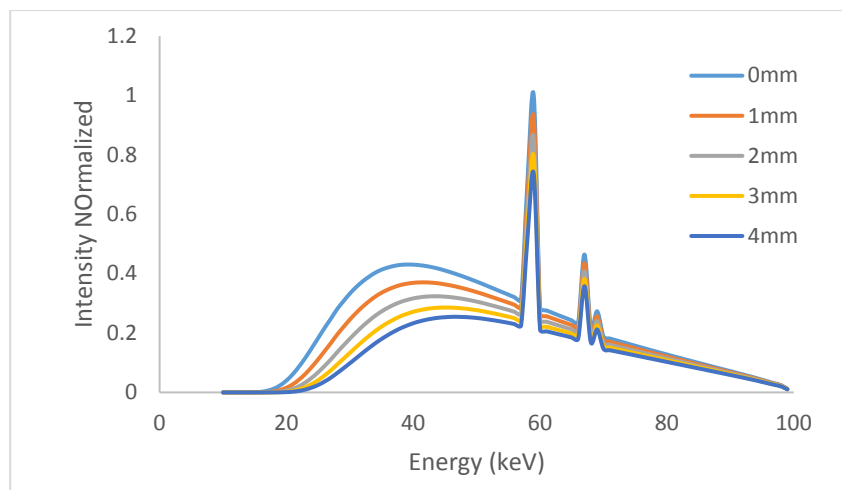
۵-۲-۳ روش کار

فیلترهای آلومینیومی با ضخامت های مختلف (۱ میلی متر ، ۲ میلی متر ، ۳ میلی متر و ۴ میلی متر) بين چشمه اشعه ایکس و آشکارساز قرار داده شد. ابتدا تاثیر فیلترگذاری بر طيف انرژی بر روی پرتوهای اشعه ایکس ۱۰۰kV و فیلتر ذاتی ۲ میلی‌متر آلومینیوم ارزیابی شد. سپس برای تعیین اثر فیلترگذاری روی کیفیت تصاویر، مقدار فیلتر بهینه از آزمون تباين استفاده شد.

۵-۲-۴ نتایج و بحث

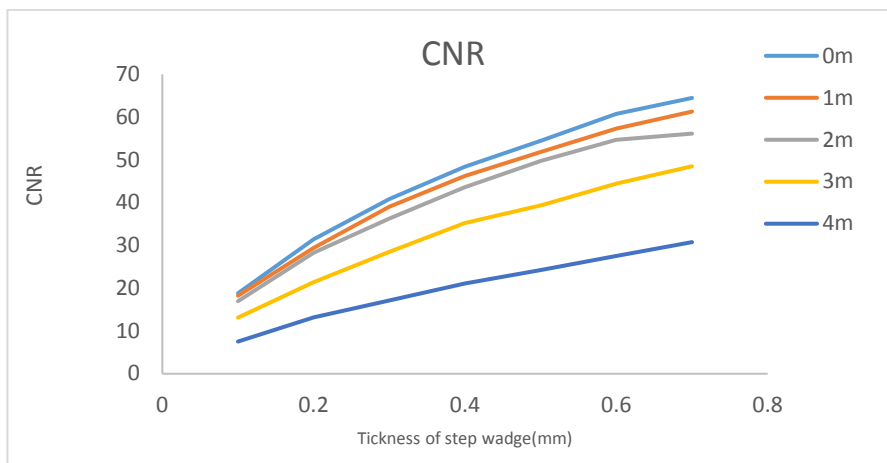
طيفهای مختلف انرژی اشعه ایکس حاصل از فیلترها، با استفاده از کد GATE در شکل (۵-۱۲) نشان داده شده است. فوتونهای کم انرژی برای کاهش دز فیلتر می‌شوند. این موضوع را می‌توان در طيفها مشاهده کرد، فیلترهای ضخيم تر باعث تضعيف بیشتر طيف انرژی اشعه ایکس می‌شود. کاهش دز با استفاده از فیلترهای اضافی در این سیستم روبروشی شکافی قبلاً در [۲] مورد مطالعه قرار گرفته است. شدت شار فوتونی در خطوط مشخصه K با افزایش ضخامت فیلتر کاهش می‌یابد، اما آنها در انرژیهای یکسان رخ می‌دهند و جابجایی در انرژی صورت نمی‌گیرد. محل خطوط مشخصه K بر اساس نوع ماده آند

تعیین می‌شوند، بنابراین انتظار می‌رود خطوط در همان مکان‌ها باقی بمانند. این نتایج همچنین نشان می‌دهد که استفاده از فیلترها فقط اندازه طیف‌های انرژی را تغییر می‌دهد و انتظار می‌رود کیفیت تصویر نیز به شیوه‌ای مشابه مقیاس بندی شود.



شکل ۵-۱۲: اثر فیلترگذاری بر روی طیف انرژی در ۱۰۰kVp.

در شکل (۱۳-۵) نسبت تباین به نوفه برای گام‌های مختلف فیلتر روی فانتوم طراحی شده مطابق با رابطه (۲-۲) محاسبه گردید. همانطور که قابل مشاهده است با افزایش فیلترگذاری روی باریکه پرتوهای ایکس، از حالت بدون فیلتر تا ۴ mm ضخامت فیلتر اضافی آلومینیوم، مقدار تباین به نوفه (CNR) کاهش پیدا می‌کند و شدت کاهش تباین به ازای افزایش ضخامت گام‌های فیلتر مسی روی فانتوم تباین، افزایش می‌یابد.



شکل ۵-۱۳: نسبت تباین به نوفه ایجاد شده در تصاویر سیستم تصویربرداری روبشی شکافی به ازای عرض کولیماتور 0.4 mm از فانتوم تباین به نوفه.

کار انجام شده در [۷۲] ضمن حفظ کیفیت تصویر تشخیصی، دز تابش را کاهش داد. آزمایش‌ها انجام شده برای ارزیابی کمی کیفیت تصویر با تصویربرداری از یک آزمون شی‌ای با استفاده از فیلترهای آلومینیومی با ضخامت‌های مختلف انجام شد. مشاهده شد که افزایش ضخامت فیلتر تباین به نوفه را کاهش می‌دهد و همچنین به دلیل کاهش پرتوهای پراکنده شده نوفه نیز کاهش می‌یابد. مطابق با بررسی انجام گرفته، با توجه به اینکه کاهش تباین به نوفه در ضخامت فیلتر 2 mm آلومینیوم کمتر از 10% درصد است، بنابراین مقدار ضخامت فیلتر بهینه برای سیستم تصویربرداری روبشی شکافی برای ازدست ندادن کیفیت تصویر، مقدار 2 mm فیلتر آلومینیوم به دست آمد. در مطالعات مشابه [۷۴] اشاره کردند که فیلترهای آلومینیومی با ضخامت بین $2/5$ تا 3 میلی‌متر کیفیت تصویر خوبی را حفظ می‌کنند. استفاده از فیلتر $3/6$ میلی‌متر نشان داد که DQE به دلیل استفاده از این فیلتر به کمتر از 60% کاهش می‌یابد. این نشان می‌دهد که ممکن است کیفیت تصویر به خطر بیفتد و بر اساس [۷۴] مبنی بر اینکه فیلترهای آلومینیومی با ضخامت کمتر از 3 میلی‌متر می‌توانند برای حفظ کیفیت تصویر مفید باشند را تأیید می‌کند. این موضوع نتایج انجام گرفته در این قسمت را برای انتخاب فیلتر بهینه 2 میلی‌متری تأیید می‌کند.

از فرآیند شبیه‌سازی توصیف شده در این پایان نامه می‌توان برای شبیه‌سازی مواد تخصصی با استفاده از ترکیبات شیمیایی آنها برای مطالعه تأثیرات آنها بر کیفیت تصویر استفاده کرد. این امر امکان مطالعه موادی را فراهم می‌کند که به آسانی برای آزمایش‌های فیزیکی در دسترس نیستند. در برخی از مطالعات انجام گرفته، ترکیبی از دو یا چند فیلتر با ضخامت‌های مختلف است [۷۳]. این نوع فیلترها را می‌توان به روشی مشابه در این بخش شبیه‌سازی کرد.

۳-۵ بررسی اثر نوسانات ولتاژ بر کیفیت پرتوهای ایکس در محدوده انرژی

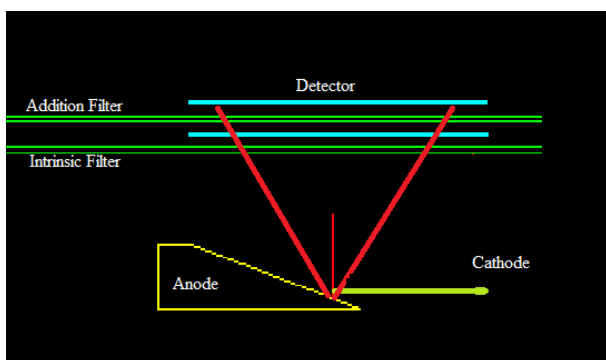
رادیولوژی تشخیصی

تولید اشعه ایکس بر اساس تاباندن الکترون‌های پر انرژی به هدفی با عدد اتمی بالا که بسته به نوع کاربرد از جنس تنگستن، مولیبدن یا آلیاژهای آنها می‌باشد، صورت می‌گیرد. طیف اشعه ایکس شامل پرتوهای ناشی از تابش ترمزی و همچنین قله‌های ایکس مشخصه است که بر اثر پدیده‌های یونش و برانگیزش ایجاد می‌گردد. برای استفاده از پرتوهای ایکس لازم است که طیف انرژی آنها شناخته شود. از آنجایی که اندازه‌گیری طیف اشعه ایکس مشکل بوده و نیاز به تجهیزات خاصی دارد [۷۵ و ۷۶]. بطور کلی روش‌های محاسباتی را می‌توان به سه دسته روش‌های تجربی، روش‌های نیمه تجربی و شبیه‌سازی مونت کارلو تقسیم کرد. با وجود اینکه روش‌های تجربی و نیمه تجربی سریع‌ترین روش‌های مدل‌سازی می‌باشند ولی مدل‌های پیشنهاد شده محدود بوده و توانایی کاربری در محدوده وسیعی از کاربردها را ندارند. به علاوه مدل‌های ارائه شده ترکیب هدف و فیلتر ثابتی دارند و اجازه بکارگیری ترکیبات جدید در طراحی هدف و فیلتر و بررسی اثر آن روی کیفیت طیف ایکس خروجی را نمی‌دهند. شبیه‌سازی مونت کارلو این محدودیت‌ها را ندارد و تنها عیب آن زمان بر بودن این روش نسبت به مدل‌های تجربی و نیمه تجربی است [۶۶].

در این تحقیق، برای شبیه‌سازی تیوب اشعه ایکس رادیولوژی تشخیصی با هدف پیش بینی طیف اشعه ایکس با ترکیب W / Al با استفاده از ولتاژهای مختلف تیوب (بین ۶۰ تا ۱۲۰ کیلو ولت در رادیولوژی تشخیصی) و زاویه آنود ۱۸ درجه با کد GATE شبیه‌سازی شده است. سپس به تاثیر استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف اشعه ایکس و بر روی میزان دز دریافتی توسط بیمار پرداخته شده است. اعتبار طیف محاسبه شده شبیه‌سازی شده با کد GATE با داده‌های اندازه‌گیری شده مقایسه شده است.

۵-۳-۱ روش انجام کار

در شبیه‌سازی های انجام گرفته در این تحقیق از مدل PENELOPE در فیزیک لیست و برای محاسبه طیف انرژی از خروجی EnergySpectrumActor استفاده شده است [۷۷]. نمونه از هندسه شبیه‌سازی شده در کد GATE در شکل (۵-۱۴) نمایش داده شده است.



شکل ۵-۱۴: نمایش از هندسه شبیه‌سازی شده در کد GATE.

انواع مختلف دستگاه‌های تولید کننده اشعه ایکس در چند گروه تقسیم بندی می شوند: دستگاه تولید کننده اشعه ایکس با فرکانس بالا، ۳ فاز ، تک فاز و پتانسیل ثابت. تفاوت این گروه‌ها در میزان و فرکانس نوسان در ولتاژ الکتریکی اعمال شده در تیوب در زمان پرتودهی می باشد. درصد تغییرات پتانسیل تیوب در طول زمان پرتودهی، "ریپل پتانسیل" نامیده می‌شود. مقدار ریپل ولتاژ از ۰ تا ۱۰۰٪ می‌تواند تغییر کند [۶۶].

برای شبیه‌سازی نوسانات ولتاژ در شبیه‌سازی، از رابطه (۴-۵) برای عامل رپل و ولتاژ تیوب

استفاده شد [۷۸]:

$$Ripple\ factor = 100 \times \frac{kV_{max} - kV_{min}}{kV_{max}} \quad (۴-۵)$$

$$kV_{max} = \text{حداکثر ولتاژ تولید شده توسط مولد تولید پرتو}$$

$$kV_{min} = \text{حداقل ولتاژ تولید شده توسط مولد تولید پرتو}$$

بنابراین، انرژی یک الکترون قبل از گسیل به سمت هدف، به صورت یکنواخت از شکل موج ولتاژ

تیوب با مقادیر مختلف رپل، نمونه برداری می‌شود:

$$kV(t) = kV_{max} \left[1 - \frac{RF}{100} (1 - |\sin \omega t|) \right] \quad (۵-۵)$$

که در آن W فرکانس زمانی و RF عامل رپل ولتاژ است.

حداکثر خطای آماری در مورد تعداد فوتون‌های تولید شده در هر بازه انرژی با عرض ۱ keV در

شبیه‌سازی‌ها کمتر از ۰.۵٪ است، که مقدار آن به تعداد الکترون‌های شبیه شده بستگی دارد (تعداد

الکترون‌های شبیه‌سازی شده 9×10^7).

مرحله سوم تعیین تأثیر نوسانات ولتاژ بر میزان دز دریافتی بیمار توسط یک واحد رادیولوژی

است. فیلتر کردن پرتوهای تولید شده بوسیله تیوب اشعه ایکس موجب کاهش تابش به بیمار می

شود، زیرا از این طریق فوتون‌های کم انرژی برای شکل‌گیری تصویر تشخیصی حذف می‌شود.

کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیک (ICRP) حداقل مقدار ضخامت فیلتر را با پرتوهای اشعه

ایکس نباید کمتر از ۲/۵ میلی‌متر اعلام کرده است. تولیدکنندگان تجهیزات رادیوگرافی باید اطمینان

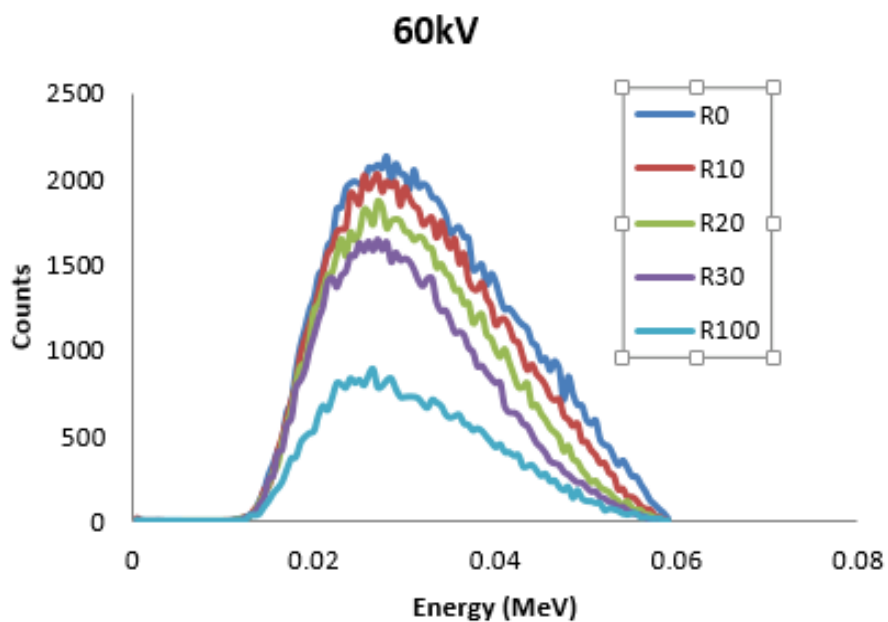
حاصل کنند که حداقل الزامات فیلتراسیون ICRP برآورده شده است. اغلب روش استفاده شده برای

اطمینان از کل فیلترکردن یک تجهیز به فیلترکردن کیفیت پرتو اشعه ایکس وابسته است، همچنین نفوذپذیری یا نفوذ انرژی در مواد، به صورت عددی با لایه نیمه جذب (HVL) مشخص می شود. متون علمی مختلفی ارتباطات بین HVL و پتانسیل تیوب (kVp) و جنس فیلتر نشان می دهند [۷۹]. با توجه به استانداردهای فنی در کشورهای مختلف، حداقل مقادیر HVL را برای نوسانات تیوب و تاثیر استفاده از ژنراتورهای مختلف مشخص می کند. اگر چنین حداقل مقادیری برای HVL بدست آمده باشد، تصور می شود که فیلتر کل پرتو در مطابقت با استانداردهای ICRP باشد [۷۹]. بدین منظور و برای بررسی میزان تاثیر نوسانات ولتاژ بر فیلترگذاری و HVL، مقدار لایه نیم جذب را در دو ولتاژ پرکاربرد در رادیولوژی تشخیصی ۸۰kV و ۱۰۰ kV محاسبه شد.

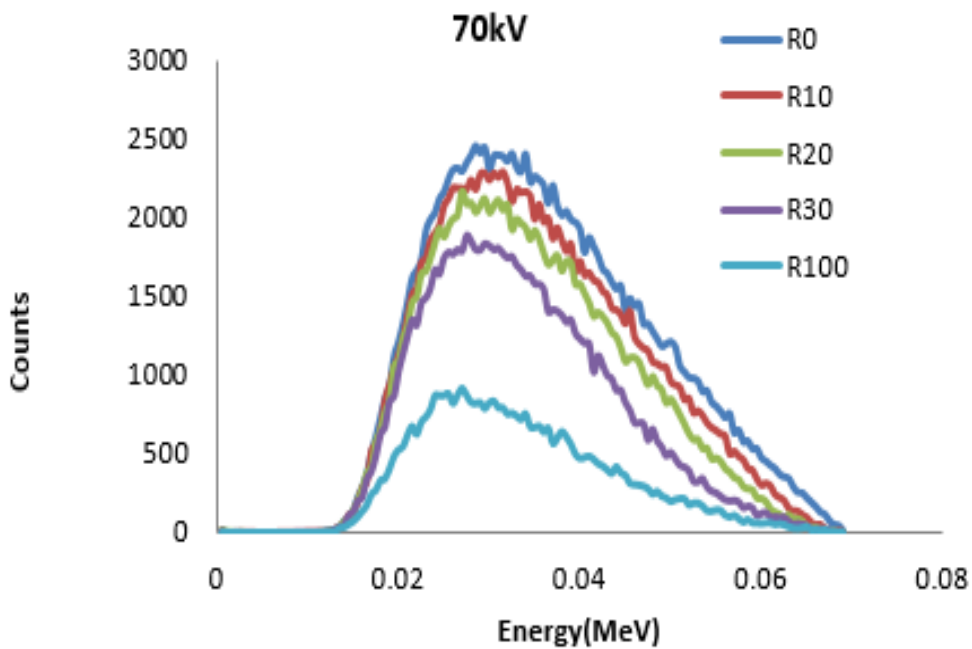
۵-۳-۲ نتایج و بحث

جهت صحت سنجی طیف انرژی محاسبه شده از طریق کد شبیه سازی GATE، این نتایج در انرژی ۱۰۰kV با نتایج تجربی [۷۸] مقایسه شد که در شکل (۴-۶) نمایش داده شده است. بازه محاسبات انرژی ۱ کیلو الکترون ولت در نظر گرفته شده است.

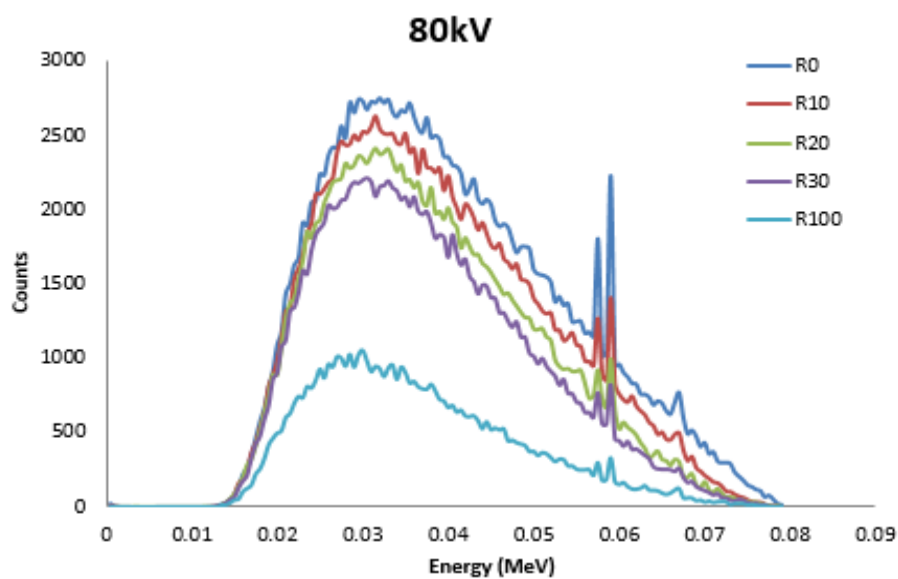
در شکل های (۱۵-۵ تا ۱۹-۵) اثر نوسانات ولتاژ تیوب را بر روی طیف ایکس شبیه سازی شده نشان می دهد. در شبیه سازی ها، ریپل ولتاژ را در طول شبیه سازی مونت کارلو طیف اشعه ایکس با نمونه گیری یکنواخت از تابع موج ولتاژ (رابطه ۵-۴) مدل سازی شده است.



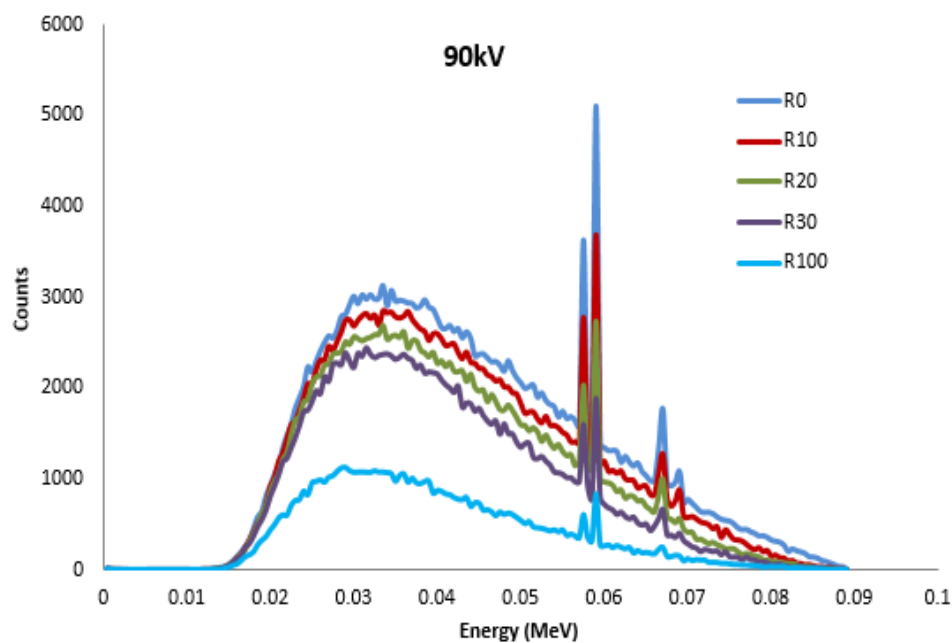
شکل ۵-۱۵: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۶۰kV



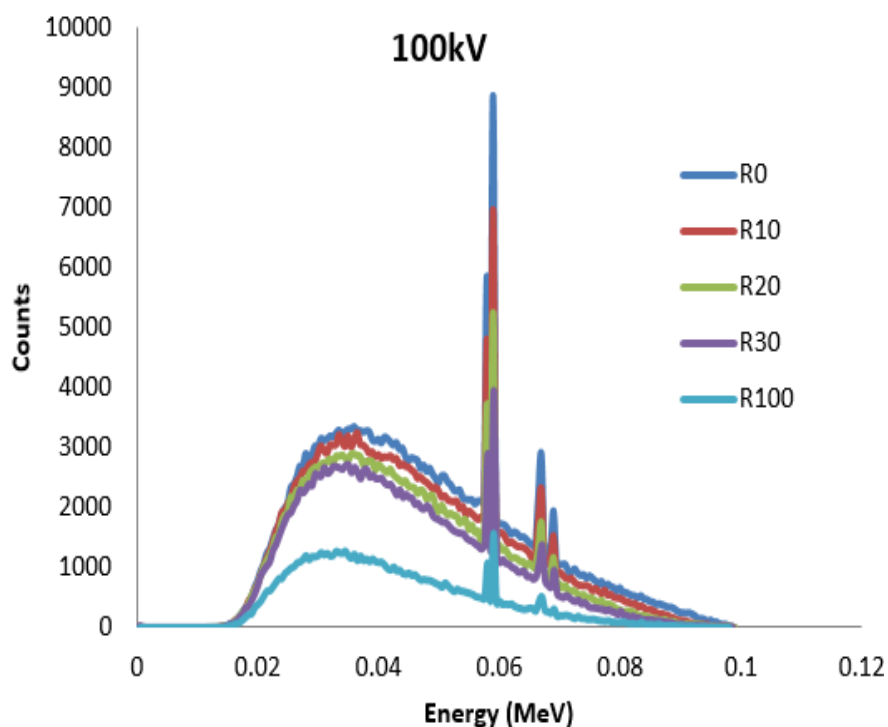
شکل ۵-۱۶: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۷۰kV



شکل ۵-۱۷: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۸۰kV.



شکل ۵-۱۸: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۹۰kV.



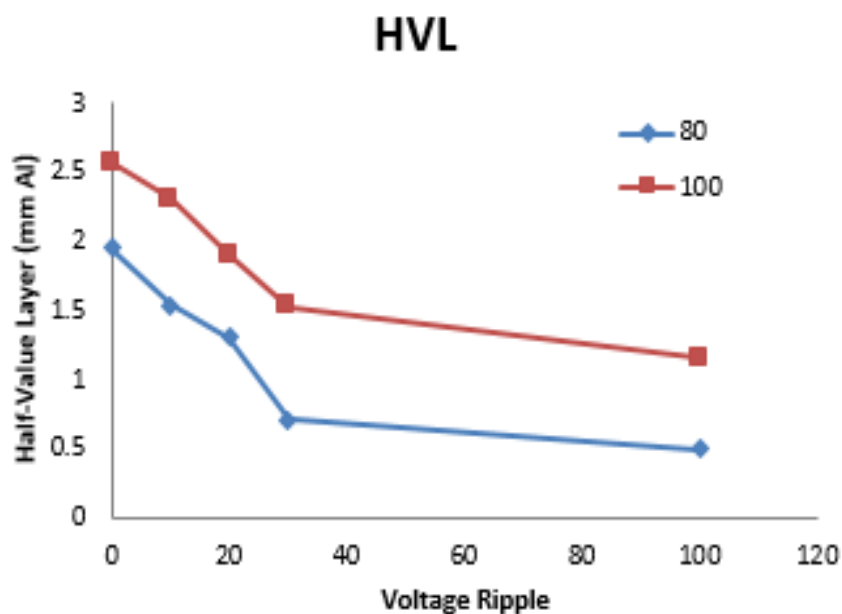
شکل ۵-۱۹: اثر نوسانات ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف بر روی طیف انرژی در ۱۰۰kV.

با آنالیز انجام گرفته بر روی طیف‌های محاسبه شده در انرژی‌های ۶۰kV تا ۱۰۰kV نشان می‌دهد که پیک نمودارها در ریپل‌های مختلف تغییر محسوسی پیدا نکرده است و فقط شدت طیف کاهش یافته است. در جدول (۵-۲) می‌توان انرژی موثر ریپل‌های مختلف را در ولتاژهای متفاوت مشاهده نمود.

جدول ۵-۲: انرژی موثر طیف انرژی برای ولتاژهای متفاوت در ریبیل های مختلف .

انرژی موثر طیف (kV)					نوسانات ولتاژ
۱۰۰kV	۹۰kV	۸۰kV	۷۰kV	۶۰kV	
۴۷/۲۵	۴۳/۲۰	۴۰/۳۲	۳۶/۵۰	۳۲/۷۷	R 0
۴۵/۹۷	۴۲/۷۳	۳۹/۱۶	۳۵/۶۳	۳۲/۰۳	R 10%
۴۴/۷۴	۴۱/۶۲	۳۸/۱۳	۳۴/۸۲	۳۱/۲۹	R 20%
۴۳/۷۴	۴۰/۴۵	۳۷/۶۱	۳۳/۵۹	۳۰/۴۷	R 30%
۴۲/۲۷	۳۹/۳۶	۳۶/۴۱	۳۳/۲۲	۲۹/۷۹	R 100%

بعد از تاثیر نوسانات ولتاژ بر طیف انرژی تاثیر نوسانات ولتاژ بر کیفیت باریکه اشعه ایکس توسط لایه نیم جذب HVL محاسبه شد. اثر ریبیل ولتاژ بر حسب لایه نیم جذب در شکل ۵-۲۰ آمده است.



شکل ۵-۲۰: نمودار تغییرات HVL بر حسب نوسانات ولتاژ در ولتاژهای ۸۰kV و ۱۰۰kV.

ارزیابی کمی از تفاوت بین طیف‌های شبیه‌سازی شده با استفاده از کد GATE و نتایج اندازه‌گیری شده با استفاده از تحلیل آماری انجام شد. آزمون t-test (آزمون دو طرفه) برای طیف‌های شبیه‌سازی شده در مقایسه با اندازه‌گیری‌های تجربی انجام شد. اگر مقدار p-value محاسبه شده بیشتر از مقدار t بحرانی باشد، فرضیه صفر بدون تفاوت آماری معنی دار (در سطح اطمینان ۹۵٪) رد می‌شود. به طور کلی، آزمون t-test هیچ تفاوت آماری معنی داری بین طیف شبیه‌سازی و نتایج تجربی برای تمام آزمایش‌های انجام شده در این کار نشان نداد. بنابراین می‌توان از مدل شبیه‌سازی شده برای بررسی اثرات مختلف بر طیف انرژی اشعه ایکس استفاده نمود. در شکل‌های (۵-۱۵) تا (۵-۱۹) تاثیر ریپل ولتاژ بر طیف انرژی با کد شبیه‌سازی GATE محاسبه گردید. همانطور که مشاهده می‌شود قله پیک در ریپل‌های مختلف تغییری نکرد است اما انرژی موثر طیف مطابق با جدول ۵-۳ تغییر نموده است.

جدول ۵-۳: درصد تغییرات انرژی موثر طیف.

درصد تغییرات انرژی موثر طیف نسبت به ریپل صفر					نوسانات ولتاژ
۱۰۰kV	۹۰kV	۸۰kV	۷۰kV	۶۰kV	
۹۷	۹۹	۹۷	۹۸	۹۸	R 10%
۹۵	۹۶	۹۵	۹۵	۹۵	R 20%
۹۳	۹۴	۹۳	۹۲	۹۳	R 30%
۸۹	۹۱	۹۰	۹۱	۹۱	R 100%

همانطور که در جدول (۵-۳) نشان داده شده هر چه نوسانات ولتاژ افزایش پیدا کند انرژی موثر

کاهش پیدا می‌کند. بیشترین کاهش در ولتاژ ۱۰۰kV حدود ۱۱٪ در ریپل ۱۰۰٪ اتفاق می‌افتد.

درصد تغییرات سطح زیر نمودار طیف انرژی که به میزان نفوذ پذیری، کیفیت و شدت باریکه پرتوهای اشعه ایکس وابسته است در جدول (۴-۵) جمع بندی شده است.

جدول ۴-۵: درصد کاهش تغییرات سطح زیر نمودار طیف انرژی ولتاژهای مختلف بر حسب نوسانات متفاوت.

درصد تغییرات انرژی موثر طیف نسبت به ریپل صفر					نوسانات ولتاژ
۱۰۰k	۹۰k	۸۰k	۷۰k	۶۰k	
V	V	V	V	V	
۷۹	۸۹	۸۹	۸۹	۹۰	R 10%
۷۹	۷۸	۷۸	۷۸	۷۸	R 20%
۷۰	۶۸	۷۰	۶۴	۶۷	R 30%
۳۰	۳۰	۲۹	۲۹	۳۶	R 100%

هرچه نوسانات ولتاژ افزایش پیدا کند سطح زیر نمودار تا حدود ۷۰ درصد می تواند کاهش پیدا کند که این موضوع در میزان کیفیت پرتو و کیفیت تصویر حاصل تاثیر دارد. به منظور تعیین میزان تاثیر نوسانات ولتاژ در کیفیت پرتو در دو ولتاژ پر کاربرد در رادیوگرافی تشخیصی لایه نیم جذب محاسبه گردید. نتایج نشان می دهد که نوسانات ولتاژ می تواند تا حدود ۷۵ درصد در ولتاژ ۸۰kV و ۵۶٪ در ولتاژ ۱۰۰kV باعث کاهش HVL شود که این موضوع نشان دهنده کاهش کیفیت باریکه پرتوهای اشعه ایکس می باشد.

نتایج این مطالعه اثر نوسانات دستگاه تولید کننده اشعه ایکس در محدوده کاری رادیولوژی را بر طیف انرژی ثبت شده و کیفیت پرتو نشان می دهد. با استفاده از یک دستگاه با نوسانات ولتاژ کمتر می توان کیفیت بهتری تا حدود ۷۵ درصد به دست آورد.

فصل ۶

نتیجہ گیری و پیشہادات

این پایان نامه به شبیه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس با روش روبشی شکافی شامل فانتوم‌ها و هندسه‌های پیچیده با استفاده از روش‌های مونت کارلو و آزمون‌های مختلف اختصاص داده شد. آثار ارائه شده را می‌توان به شرح زیر خلاصه کرد:

✓ از کد چند منظوره و قدرتمند GATE برای شبیه‌سازی دقیق سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس روبشی شکافی استفاده شد. هر یک از اجزای زنجیره تصویربرداری را می‌توان با فرایند شبیه‌سازی توصیف شده در این پایان نامه اصلاح و شبیه‌سازی کرد. تمام اجزای زنجیره تصویربرداری را می‌توان شبیه‌سازی کرد، از جمله شکاف‌های جداگانه روی آشکارساز. این امر مطالعه اثرات نوفه و پراکندگی را در هر مرحله آسان می‌کند.

✓ از فانتوم‌های پیچیده، مانند فانتوم Zubal انسان نما، برای نشان دادن این که هندسه‌های پیچیده و فانتوم‌ها با ویژگی‌های مواد مختلف که می‌توانند توسط این کد شبیه‌سازی شوند، استفاده شد. این امر باعث می‌شود تا فرآیند شبیه‌سازی برای بسیاری از برنامه‌ها انعطاف پذیر و آسان باشد. از برنامه‌های موجود در کد GATE می‌توان برای تجسم هندسه شبیه‌سازی استفاده کرد.

✓ نتایج شبیه‌سازی با تصاویر واقعی اشعه ایکس با استفاده از معیارهای استاندارد کیفیت تصویر مانند آزمون تباین، نسبت تباین به نوفه، MTF، NPS و DQE مقایسه شد تا آنها را تایید کند. اعتبارسنجی با استفاده از معیارهای مختلف صحت فرآیند شبیه‌سازی را اثبات می‌کند.

✓ انعطاف پذیری مدل از نظر هندسه و خواص مواد و دقت مدل بر اساس اعتبارسنجی، آن را به یک ابزار مفید برای شبیه‌سازی هرگونه سیستم تصویربرداری اشعه ایکس روبشی شکافی تبدیل می‌کند. در این پایان نامه یک سیستم تصویربرداری اشعه ایکس کامل بدن شبیه‌سازی شده تا مفید بودن فرایند شبیه‌سازی را نشان دهند.

✓ اثر پارمترهای مختلف از قبیل عرض شکاف موازی‌ساز، فیلترگذاری، نوسانات مختلف ولتاژ حاصل از استفاده از ژنراتورهای مختلف در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی مورد ارزیابی قرار گرفت. انعطاف پذیری سیستم شبیه‌سازی برای طراحی آزمون‌های مختلف برای تعیین کیفیت تصاویر و محاسبات دز به صورت همزمان نشان داده شده است.

✓ شبیه‌سازی تمام جنبه‌های سیستم تصویربرداری اشعه ایکس، مانند طیف‌های انرژی، دز و پرتوهای پراکنده و استفاده همزمان زنجیره تصویربرداری با زمان، کد GATE را به یک ابزار جامع برای مطالعه سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس روبشی شکافی تبدیل می‌کند.

با توجه سیستم تصویربرداری مورد مطالعه در این رساله از قابلیت‌های کد محاسباتی GATE برای شبیه‌سازی سیستم تصویربرداری با روش روبشی شکافی برای تمام بدن استفاده کرد. همچنین از مدل ارائه شده در این تحقیق برای بررسی تاثیر پارامترهای مختلف می‌توان بهره جست. با توجه به بررسی عوامل تأثیرگذار در کیفیت تصاویر سیستم تصویر برداری مورد مطالعه پیشنهاد می‌شود برای ساخت نمونه آزمایشگاهی دستگاه رادیولوژی تمام بدن موارد ذیل به عنوان موارد بهینه شده استفاده گردد:

- استفاده از مولد های تولید پرتوی اشعه X با پتانسیل ثابت یا فرکانس بالا به خاطر کاهش اثر نوسانات ولتاژ

- استفاده از عرض شکاف ۰/۴ میلی‌متر برای موازی ساز به خاطر کاهش میزان دز دریافتی بیمار

- استفاده از فیلتر ۲ میلی‌متری آلومینیوم برای حذف پرتوهای کم انرژی و کاهش نوفه

انعطاف پذیری فرایند شبیه‌سازی استفاده از آن را برای مطالعه دقیق هرگونه سیستم تصویربرداری

اشعه ایکس روبشی شکافی امکان پذیر می‌سازد. می‌توان از آن برای بهینه سازی سیستم‌های تصویربرداری

موجود و ساخت سیستم‌های جدید استفاده کرد. پیشنهادات برای تحقیقات آینده بر اساس این کار به شرح زیر است:

- ❖ اشعه ایکس دو انرژی را می‌توان برای مطالعه سیستم‌های تصویربرداری دو انرژی اشعه ایکس شبیه‌سازی کرد. بر اساس نتایج شبیه‌سازی دو انرژی مورد استفاده را می‌توان بهینه کرد.
- ❖ انجام اشعه ایکس دو انرژی در اسکن روبشی شکافی نیز حوزه ای از تحقیقات است که می‌توان آن را مورد بررسی قرار داد.
- ❖ شبیه‌سازی اسکن‌های توموگرافی کامپیوتری (CT) نیز مورد توجه است. با استفاده از فرایند شبیه‌سازی توصیف شده در این پایان نامه می‌توان اشعه ایکس را در زوایای مختلف شبیه‌سازی کرد و برش داده‌های توموگرافی را با استفاده از نماها یا الگوریتم‌های مختلف بازسازی سه بعدی کرد.
- ❖ در برخی موارد، تشخیص یک جسم خاص از اشعه ایکس مورد نظر است. برای شبیه‌سازی این سیستم‌ها می‌توان فانتوم‌های پیچیده و خاصی ساخت و از ابعاد شیء مورد تشخیص برای تعیین پارامترهای سیستم تصویربرداری استفاده کرد.



- [1] L. Zheng-Ming and A. Brahme. An overview of the transport theory of charged particles. *Radiation Physics and Chemistry*, 41:673–703, April 1993.
- [2] B.J. Irving, G.J. Maree, E.R. Hering, and T.S. Douglas. Radiation dose from a linear slit scanning X-ray machine with full body imaging capabilities. *Radiation Protection Dosimetry*, 130(4):482–489, 2008.
- [3] G. Poludniowski, G. Landry, F. DeBlois, P.M. Evans, and F. Verhaegen. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode X-ray tubes. *Physics in Medicine and Biology*, 54(19):N433, 2009.
- [4] D.W.O. Rogers, C.M. Ma, G.X. Ding, B. Walters, D. Sheikh-Bagheri, and G.G. Zhang. BEAMnrc users manual. NRCC Report PIRS- 0509(A)revK, 2004.
- [5] J.M. Boone, K.K. Lindfors, V.N. Cooper, and J.A. Seibert. Scatter/primary in mammography: Comprehensive results. *Medical Physics*, 27(10), 2000.
- [6] K. Jing, W. Huda, and J.K. Walker. Scattered radiation in scanning slot mammography. *Medical Physics*, 25(7), 1998.
- [7] N. Freud, P. Duvauchelle, and D. Babot. Simulation of X-ray NDT imaging techniques. *Proceedings of the 15th World Conference on Non-Destructive Testing*, (15), 2000.
- [8] K. Viswanathan and K. Balasubramaniam. Modeling and simulation schemes in X-ray radiography and computed tomography. *Proceedings of the National Seminar and exhibition on Non- Destructive Evaluation NDE*, 2009.
- [9] C.J. Martin, Optimisation in general radiography, *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 2007; 3(2):e18.
- [10] C.J. Martin, P.F. Sharp, and D.G. Sutton. Measurement of image quality in diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, 50(1):21 – 38, 1999.
- [11] A. D. Crop, K. Bacher, T Van Hoof, V.Peter Smeets, Barbara S. Smet, Merel Vergauwen, Urszula Kiendys, Philippe Duyck, Koenraad Verstraete, Katharina D’Herde, Hubert Thierens, Correlation of Contrast-Detail Analysis and Clinical Image Quality Assessment in Chest Radiography with a Human Cadaver Study, *Radiology Journal*: Vol,262: 2012.

- [12] E. ozcete, B. Boydak, M. Ersel, S. Kıyan, I. Uz, O. cevrim, Comparison of Conventional Radiography and Digital Computerized Radiography in Patients Presenting to Emergency Departmen, Turk J Emerg Med 2015;15(1):8-12.
- [13] R. H. Hashemi, W. G. Bradley, "MRI: the basics"Lippincott Williams & ilkinsPhiladelphia, (2010)
- [14] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, "The essential physics of medical imaging, second edition,Lippincott Williams&Wilkins, Philadelphia. (2001)
- [15] C.J. Murray, A.D. Lopez. Mortality by cause for eight regions of the world: Global Burden of Disease Study. The Lancet. 1997;349(9061):1269-76.
- [16] M. Naghavi, S. Shahraz, Sepanlou S, et al. Health Transition in Iran toward Chronic Diseases Based on Re-sults of Global Burden of Disease 2010. Archives of Iranian medicine. 2014;17(5):321.
- [17] S.E. Rowell, R.R. Barbosa, B.S. Diggs, Schreiber MA. Specific abbreviated injury scale values are responsible for the underestimation of mortality in penetrating trauma patients by the injury severity score. Journal of Trauma-Injury, Infection, and Critical Care. 2011;71(2):S384-S8.
- [18] J.A. London, C.N. Mock, R.E. Quansah, F.A. Abantanga, G.J. Jurkovich. Priorities for improving hospital-based trauma care in an African city. Journal of Trauma-Injury, Infection, and Critical Care. 2001;51(4):747-53.
- [19] A. Azizi, G.Abdoli, Mortality rates in Kermanshah province–2000. Journal of Kermanshah University of Medical Sciences. 2003;7(3.)
- [20] T. Fabin, Resources for optimal care of the injured patient: 1993: American College of Surgeons. Committee on Traumae of; 1993.
- [21] G.S. Smith, P.G. Barss, Unintentional injuries in developing countries: the epidemiology of a neglected problem. Epidemiologic Reviews. 1991;13:228-66.
- [22] R.C.Mackersie, Field triage, andthe fragile supply of“optimal resources” for the care of the injured patient. Prehospital Emergency Care. 2006;10(3):347-50.
- [23] C.N. Mock, G.J. Jurkovich, C. Arreola-Risa, R.V. Maier. Trauma mortality patterns in three nations at different economic levels: implications for global trauma system development. The Journal of Trauma and Acute Care Surgery. 1998;44(5):804-14.

- [24] M. Zamani, M. Esmailian, M. S. Mirazimi, M. Ebrahimian, K. Golshani, Cause and Final Outcome of Trauma in Patients Referred to the Emergency Department, *Iranian Journal of Emergency Medicine*, 2014; 1(1):22-27.
- [25] S. Beningfield, H. Potgieter, A. Nicol, S. van As, G. Bowie, E. Hering, E. Latti, Report on a new type of trauma full-body digital X-ray machine, *Emergency Radiology* (2003) 10: 23–29.
- [26] J.M. Boone. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Medical Physics*, 24(12): 1864–1874, 1997.
- [27] T.R. Fewell and R.E. Shuping. *Handbook of Mammographic X-ray Spectra*. HEW Publication (FDA), Rockville, MD, 1978.
- [28] K. Cranley, B.J. Gilmore, G.W.A. Fogarty, and L. Deponds. *Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data*. IPEM Report No. 78, (York: IPEM), 1997.
- [29] F. Salvat, J.M. Fern´andez-Varea, and J. Sempau. *PENELOPE-2006: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Nuclear Energy Agency (OECD) Issy-les-Moulineaux, 2006.
- [30] A. Badal, I.S. Kyprianou, D.P. Banh, A. Badano, and J. Sempau. *penMesh — Monte Carlo Radiation Transport Simulation in a Triangle Mesh Geometry*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(12):1894–1901, 2009.
- [31] M.J. Berger and S.M. Seltzer. *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*. Plenum, New York, 1988.
- [32] J.A. Halbleib, R.P. Kensek, T.A. Mehlhorn, G.D. Valdez, S.M. Seltzer, and M.J. Berger. *ITS version 3.0: the integrated TIGER series of coupled electron/photon Monte Carlo transport codes*. Report SAND91-1634 (Sandia National Laboratories, Albuquerque, NM), 1992.
- [33] W.R. Nelson, H. Hirayama, and D.W. Rogers. *The EGS4 code system*. SLAC, Stanford, CA, 1985.
- [34] H. Hirayama, Y. Namito, A.F. Bielajew, S.J. Wilderman, and W.R. Nelson. *The EGS5 code system*. SLAC-R-730 and KEK Report 2005-8 (Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA), 2005.

- [35] R. Brun, F. Bruyant, F. Maire, A.C. McPherson, and P. Zancarini. GEANT3. Report DD/EE/841 (CERN, Geneva), 1986.
- [36] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, and P. Arce. GEANT4—a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 506(3):250 – 303, 2003.
- [37] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. Arce, M. Asai, D. Axen, S. Banerjee, G. Barrand, F. Behner, L. Bellagamba, J. Boudreau, L. Broglia, A. Brunengo, H. Burkhardt, S. Chauvie, J. Chuma, R. Chytraccek, G. Cooperman, P. and Dell’Acqua A. Cosmo, G. and Degtyarenko, G. Depaola, D. Dietrich, R. Enami, A. Feliciello, C. Ferguson, H. Fesefeldt, G. Folger, F. Foppiano, A. Forti, S. Garelli, S. Giani, R. Giannitrapani, D. Gibin, J.J. Gomez Cadenas, I. Gonzalez, G. Gracia Abril, G. Greeniaus, W. Greiner, V. Grichine, A. Grossheim, S. Guatelli, P. Gumplinger, R. Hamatsu, K. Hashimoto, H. Hasui, A. Heikkinen, A. Howard, V. Ivanchenko, A. Johnson, F.W. Jones, J. Kallenbach, N. Kanaya, M. Kawabata, Y. Kawabata, M. Kawaguti, S. Kelner, P. Kent, A. Kimura, T. Kodama, R. Kokoulin, M. Kossov, H. Kurashige, E. Lamanna, T. Lampen, V. Lara, V. Lefebure, F. Lei, M. Liendl, W. Lockman, F. Longo, S. Magni, M. Maire, E. Medernach, K. Minamimoto, P. Mora de Freitas, Y. Morita, K. Murakami, M. Nagamatu, R. Nartallo, P. Nieminen, T. Nishimura, K. Ohtsubo, M. Okamura, S. O’Neale, Y. Oohata, K. Paech, J. Perl, A. Pfeiffer, M.G. Pia, F. Ranjard, A. Rybin, S. Sadilov, E. Di Salvo, G. Santin, T. Sasaki, N. Savvas, Y. Sawada, S. Scherer, S. Sei, V. Sirotenko, D. Smith, N. Starkov, H. Stoecker, J. Sulkimo, M. Takahata, S. Tanaka, E. Tcherniaev, E. Safai Tehrani, E. Tropeano, Cherniaev, E. Safai Tehrani, M. Tropeano, P. Truscott, H. Uno, L. Urban, P. Urban, M. Verderi, A. Walkden, W. Wander, H. Weber, J.P. Wellisch, T. Wenaus, D.C. Williams, D. Wright, T. Yamada, H. Yoshida, 94 References 95 and D. Zschiesche. GEANT4 developments and applications. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, 53(1):270–278, 2006.
- [38] A.F. Bielajew and D.W.O. Rogers. PRESTA: The parameter reduced electron-step transport algorithm for electron Monte Carlo transport. *Nuclear Instruments and*

Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 18(1–6):165 – 181, 1986.

- [39] M.J. Berger. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. *Methods in computational physics*, (1):135–215, 1963.
- [40] U. Bottigli, A. Brunetti, B. Golosio, P. Oliva, S. Stumbo, L. Vincze, P. Randaccio, P. Bleuet, A. Simionovici, and A. Somogyi. Voxel-based Monte Carlo simulation of X-ray imaging and spectroscopy experiments. *Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy*, 59(10):1747–1754, 2004.
- [41] B. Golosio, T. Schoonjans, A. Brunetti, P. Oliva, and Masala G.L. Monte Carlo simulation of X-ray imaging and spectroscopy experiments using quadric geometry and variance reduction techniques. *Computer Physics Communications*, 183(3):1044–1052, 2014.
- [42] A. Badal-Soler. Development of advanced geometric models and acceleration techniques for Monte Carlo simulation in Medical Physics. PhD thesis, Universitat Politècnica de Catalunya, 2008.
- [43] M. Scheelke, JH. Potgieter, de M.Villiers. System characterization of the STATSCAN full body slit scanning radiography machine: theory and experiment. In: *Proc. SPIE*, vol. 5745. SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging. 2005.
- [44] K. Hussein, C.L. Vaughan, and T.S. Douglas. Modeling, validation and application of a mathematical tissue-equivalent breast phantom for linear slot-scanning digital mammography. *Physics in Medicine and Biology*, 54(6):1533, 2009.
- [45] K. Stierstorfer and M. Spahn. Self-normalizing method to measure the detective quantum efficiency of a wide range of X-ray detectors. *Medical Physics*, 26(7), 1999.
- [46] K. Hussein. Computer models for the design and optimization of a linear slot scanning mammography system. PhD thesis, University of Cape Town, 2008.
- [47] A. Rose. *Vision: Human and electronic*. Plenum: 21-30, New York, 1973.
- [48] ICRU. Medical imaging — the assessment of image quality, ICRU report 54. International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU, 1996.
- [49] M. de Villiers and G. de Jager. Detective quantum efficiency of the LODOX system. *SPIE*, 5030:955–960, 2003.

- [50] E. Samei, M.J. Flynn, and D.A. Reimann. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical Physics*, 25 (1), 1998.
- [51] A. Khorshidi et al. Band pass filter plan in fuoroscopy for high energy range. *SN Applied Sciences* (2020) 2:90
- [52] N. Banihashemi, J. Soltani-Nabipour, A. Khorshidi, H. Mohammadi. Quality control assessment of Philips digital radiography and comparison with Spellman and Samsung systems in Tehran Oil Ministry Hospital. *Eur. Phys. J. Plus* (2020) 135:269
- [53] T. Haba, Sh. Kondo, D. Hayashi, Si. Koyama. Accuracy validation of incident photon fluence on DQE for various measurement conditions and X-ray units, *Radiol Phys Technol* (2013) 6:423–430
- [54] IEC 62220-1 Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices. 2008.
- [55] S. Jan, D. Benoit, E. Becheva, T. Carlier, F. Cassol, P. Descourt, T. Frisson, L. Grevillot, L. Guigues, L. Maigne, C. Morel, Y. Perrot, N. Rehfeld, D. Sarrut, D. R. Schaart, S. Stute, U. Pietrzyk, D. Visvikis, N. Zahra, and I. Buvat (2011). GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. *Phys Med Biol*, 56(4), pp. 881.
- [56] S. Jan, G. Santin, D. Strul, S. Staelens, K. Assi_e, D. Autret, S. Avner, R. Barbier, M. Bardi_es, P. M. Bloom_eld, D. Brasse, V. Breton, P. Bruyndonckx, I. Buvat, A. F. Chatziioannou, Y. Choi, Y. H. Chung, C. Comtat, D. Donnarieix, L. Ferrer, S. J. Glick, C. J. Groiselle, D. Guez, P. F. Honore, S. Kerhoas-Cavata, A. S. Kirov, V. Kohli, M. Koole, M. Krieguer, D. J. van der Laan, F. Lamare, G. LARGERON, C. Lartizien, D. Lazaro, M. C. Maas, L. Maigne, F. Mayet, F. Melot, C. Merheb, E. Pennacchio, J. Perez, U. Pietrzyk, F. R. Rannou, M. Rey, D. R. Schaart, C. R. Schmidlein, L. Simon, T. Y. Song, J. M. Vieira, D. Visvikis, R. Van de Walle, E. Wieers, and C. Morel (2004b). GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys Med Biol*, 49(19), pp. 4543-61.
- [57] D. Lazaro, I. Buvat, G. Loudos, D. Strul, G. Santin, N. Giokaris, D. Donnarieix, L. Maigne, V. Spanoudaki, S. Styliaris, S. Staelens, and V. Breton (2004). Validation of

the GATE Monte Carlo simulation platform for modelling a CsI(Tl) scintillation camera dedicated to small-animal imaging. *Phys Med Biol*, 49(2), pp. 271-85.

- [58] K. Aguwa, Radiation Dose Study In Nuclear Medicine Using Gate, MS Thesis, The University Of Arizona, 2015.
- [59] S. Nikolas, L. R. Jose, K. Nicolas, K. George, L. George, S. Andres, N. Konstantina, and M. Stan (2006). GATE simulations for small animal SPECT/PET GATE simulations for small animal SPECT/PET using voxelized phantoms and rotating head detectors. *IEEE Nuclear Science Symposium*, pp. 2-5.
- [60] P. Papadimitroulas, Evaluation of Diagnostic, Therapeutic and Dosimetric Applications in Nuclear Medicine, with the Development of Computational Models, and the Use of Monte Carlo Simulations, PHD Thesis, University of Patras, 2015.
- [61] E. Samei, J.Y. Lo, T.T. Yoshizumi, J.L. Jesneck, J.T. Dobbins, C.E. Floyd, McAdams H.P., and Ravin C.E. Comparative scatter and dose performance of slot-scan and full-field digital chest radiography systems. *Radiology*, 235(3):940–949, 2005.
- [62] M. Kulkarni et al. Monte-Carlo simulation of a slot-scanning X-ray imaging system. *Physica Medica* 32 (2016) 284–289.
- [63] M. Kulkarni, Monte Carlo simulation of slot-scanning X-ray imaging systems, PHD Thesis, University of Cape Town, 2015.
- [64] U. Pietrzyk, A Zakhnini, M Axer, S Sauerzapf, D Benoit, M Gaens. EduGATE – basic examples for educative purpose using the GATE simulation platform. *Z. Med. Phys.* 23 (2013) 65-70
- [65] L. C. d. S. Romualdo, M. A. d. C. Vieira and H. Schiabel, "Mammography Images Restoration by Quantum Noise Reduction and Inverse MTF Filtering," 2009 XXII Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing, Rio de Janeiro, 2009, pp. 180-185.
- [66] M. R. Ay, et al. Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNPX. *Phys Med Biol* 2004; 49: 4897-4917.
- [67] H. Mohammadi, M R Shojaei, J Soltani-Nabipour. Image quality and dose assessment of collimator slit width effect in SLOT-SCAN X-ray imaging system. *Applied Radiation and Isotopes* Vol 171, 2021, 109642.

- [68] E. Mah, et al. Evaluation of a quality control phantom for digital chest radiography. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, volume 2, number 2, spring 2001.
- [69] G. Zubal, G. Gindi, M. Lee, C. Harrell, E. Smith. High resolution anthropomorphic phantom for Monte Carlo analysis of internal radiation sources. *Proc IEEE Symp Computer-Based Medical Systems 1990*; 540–547.
- [70] E. Manson, L. Bambara, R. Nyaaba, J. Amuasi, Flether J, Schandorf C, et al. Comparison of modulation transfer function measurements for assessing the performance of imaging systems. *Med Phys Int 2017*;5(2): 188.
- [71] C. Trauernicht, T. Rall, T. Perks, G. Maree, E. Hering, and S. Steiner. Effective dose reduction and image preservation after the introduction of a 0.1 mm Cu filter into the Iodex Statscan unit above 110 kVp. *International Radiation Protection Association International Congress*, pages 1894–1901, 2012
- [72] T.D. Perks, R. Dendere, B.J. Irving, T. Hartley, P. Scholtz, A. Lawson, C. Trauernicht, S. Steiner, and T.S. Douglas. Filtration to reduce paediatric dose for a Linear Slotscanning digital X-ray machine. *Radiation Protection Dosimetry*, pages 1–10, 2014.
- [73] K. Koedooder and H.W. Venema. Filter materials for dose reduction in screen-film radiography. *Physics in Medicine and Biology*, 31:585–600, 1986.
- [74] L.J. Regano and R. Sutton. Radiation dose reduction in diagnostic X-ray procedures. *Physics in Medicine and Biology*, 37:1773–1788, 1992.
- [75] Fewell T R and Shuping R E. Photon energy distribution of some typical diagnostic x-ray beams *Med Phys* 1977; 4:187–97
- [76] D. Dance et al. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study *Br J Radiol* 2000; 73:1056–67.
- [77] M.T. Bahreyni-Toosi, S.H. Nasser, M. Momenzadeh, F. Hasanabadi, H. Gholamhosseinian. Monte Carlo Simulation of a 6 MV X-Ray Beam for Open and Wedge Radiation Fields, Using GATE Code, *Journal of Medical Signals & Sensors*, Vol 4, 2014, 268-273.

- [78] J. M. Boone and J. A. Seibert. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV *Med Phys* 1997; 24: 1661–70.
- [79] M. A. Sousa Lacerda, T.A. Silva, A. H Oliveira, the methodology for evaluating half-value layer and its influence on the diagnostic radiology, *Radiol Bras* 2007;40(5):331–336.
- [80] M. Baptista, S. Di Maria, N. Oliveira, N. Matela, and L. Janeiro. Image quality and dose assessment in digital breast tomosynthesis: A Monte Carlo study. *Radiation Physics and Chemistry*, 104:158–162, 2014.
- [81] J.Sempau, J. Fernandez-Varea, E. Acosta, and F. Salvat (2003). Experimental benchmarks of the Monte Carlo code PENELOPE. *Nucl. Instrum. Meth, B(207)*, pp. 107-123.
- [82] J.Allison, , J. Apostolakis¹, A. Bagulya, C. Champion, S. Elles, F. Garay, V. Grichine, A. Howard, S. Incerti, V. Ivanchenko, J. Jacquemier, M. Maire, A. Mantero, P. Nieminen, L. Pandola, G. Santin, D. Sawkey, A. Schalicke, and L. Urban (2012). Geant4 electromagnetic physics for high statistic simulation of LHC experiments. *Journal of Physics, Conference Series(022013)*.

Abstract

This dissertation presents the design and simulation of X-ray radiographic system with a slit scanning technique using the powerful multipurpose GATE Monte Carlo code. Different phantoms can be defined with the help of this code. In this study, the geometry of the source to the detector and the position of the object are defined for the slit scanning imaging system, and an X-ray imaging system is simulated by scanning the whole body based on the parameters in the imaging chain. The following describes the applications of the simulation system for reducing scattered beams and filtering. In this study, the effects of parallel gap width on image quality and patient absorption dose were simultaneously assessed. In order to evaluate the image quality, object tests were designed and used to determine the standard criteria of image quality, namely contrast test and contrast ratio to noise, MTF, NPS and DQE, and Zubal anthropomorphic phantom to evaluate and estimate patient absorption. In order to optimize the reduction of the absorbed dose while maintaining the image quality of the slit scanning system, the effect of different filtration thicknesses on the beam between the source and the body has been studied. Also, in order to reduce voltage fluctuations on the beam quality, the effect of voltage ripple caused by different generators used in clinical radiography in the range of diagnostic energies was evaluated. The simulations were compared with real X-ray images using standard image quality criteria of MTF, NPS and DQE. Comparison of real and simulated X-ray images shows that this simulation process can be used to display, analyze and compare the output of existing X-ray imaging systems. The results of this study also showed that the model used in this study can be used to simulate a wide range of slit scanning X-ray imaging systems and improve and modify the quality of their images.

Keywords: Radiography, Slot-scan imaging system, Gate simulation, Image quality, Dosimetry, Filtration



Faculty of Physics and Nuclear Engineering

PhD Dissertation in **Nuclear Physics**

**Design, simulation and optimization of laboratory sample of
whole body radiology device and improve the resolution of its digital
images**

By: Hossein Mohammadi

Supervisor(s):

Dr. Mohammad Reza Shojaei

Dr. Jamshid Soltani-Nabipour

September 2021