

شبیه‌سازی سیستم تصویربرداری روبشی شکافی با کد GATE و بررسی کیفیت تصاویر آن

حسین محمدی^۱، محمدرضا شجاعی^۱ و جمشید سلطانی نبی‌پور^۲

۱. دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، سمنان

۲. دانشکده کامپیوتر و فناوری اطلاعات گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد پرند، تهران

(دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۱۰/۲۵؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۴۰۰/۲/۲۹)

چکیده

اخیراً، سیستم تصویربرداری روبشی شکافی با توجه به مزایای آن از جمله وضوح بالای تصاویر، کاهش دز دریافتی بیمار و کاهش اعوجاج در تصاویر مورد توجه قرار گرفته است. هدف از این مطالعه، شبیه‌سازی سیستم تصویربرداری روبشی شکافی با استفاده از کد محاسباتی GATE و طراحی فانوم شیئی به منظور محاسبه کیفیت تصاویر است. با استفاده از کد مونت کارلوی چند منظوره GATE طیف انرژی پرتوهای ایکس در محدوده تشخیصی رادیولوژی شبیه‌سازی شد. سپس یک فانوم شیئی شامل فیلترهایی با ضخامت‌های مختلف مس برای تعیین CNR و جفت خط بر میلی‌متر برای تعیین تفکیک پذیری فضایی طراحی شد. نتایج شبیه‌سازی طیف انرژی در تطابق با نتایج تجربی بود. کیفیت تصاویر به دست آمده از شبیه‌سازی برای تعیین قابلیت‌های روش تصویربرداری روبشی شکافی شبیه‌سازی‌ها با استفاده از معیارهای استاندارد کیفیت تصویر با تصاویر پرتو ایکس مقایسه شدند. تفکیک پذیری فضایی تصاویر شبیه‌سازی برای روش روبشی شکافی ۶/۱ lp/mm محاسبه شد که در محدوده تفکیک پذیری تصاویر رادیولوژی معمولی است. بنابراین از این مدل شبیه‌سازی شده می‌توان برای بررسی و بهینه‌سازی پارامترهای تأثیرگذار دیگر از جمله اثر فیلتر گذاری و اثر عرض شکاف موازی‌ساز، فاصله شیء تا آشکارساز در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی استفاده کرد.

واژه‌های کلیدی: سیستم تصویربرداری روبشی شکافی، کد GATE، کیفیت تصویر، جفت خط بر میلی‌متر.

۱. مقدمه

تصویربرداری روبشی شکافی برای تصویربرداری از قسمت‌های مختلف بدن مانند قفسه سینه و پستان با دز کم نسبت به رادیولوژی معمولی مورد توجه قرار گرفته است. برخی از مزایای استفاده از سیستم تصویربرداری روبشی شکافی تفکیک پذیری فضایی بالا و عدم وجود گرید ضد پراکنده است که اجازه زمان دسترسی سریع‌تر به تصویر را نسبت به رادیولوژی معمولی برای پردازش تصویر اختصاصی می‌دهد [۳]. همچنین به خاطر نحوه قرار گیری آشکارساز در

پرتو ایکس مهم‌ترین و پرکاربردترین ابزار در پزشکی بالینی است که در دو زمینه تصویربرداری و پرتودرمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. از جمله کاربردهای پرتو ایکس در تصویربرداری دستگاه‌های رادیولوژی، سی‌تی‌اسکن و ماموگرافی هستند [۱ و ۲]. به دنبال معرفی رادیوگرافی دیجیتال با دز کم در دهه‌های ۱۹۸۰ استفاده از این سیستم‌ها بسیار افزایش پیدا کرده است. اخیراً نیز استفاده از سیستم

مناسب باشد. کد GATE توانایی مدل‌سازی پدیده‌های وابسته به زمان مانند حرکت آشکارساز یا واپاشی چشمه‌های تابش را فراهم می‌کند و بنابراین شبیه‌سازی شرایط واقعی اکتساب شده در زمان را میسر می‌کند [۱۱].

کد محاسباتی GEANT4/GATE مدل‌های مختلفی برای تولید برهم‌کنش‌های فوتون با مواد را می‌تواند در نظر بگیرد از جمله مدلی با نام کلی استاندارد، مدل^۱ Livermore و Penelope^۲. مدل پنه لپه برای شبیه‌سازی مونت کارلوی با توزیع فوتون‌ها و الکترون‌های کم انرژی متمرکز شده است. در این مدل سطح مقطع‌های کل فرایند پراکندگی کامپتون و ریلی از پارامترهای تحلیلی به دست می‌آید. در شبیه‌سازی‌های انجام گرفته در این تحقیق از مدل پنه لپه در به عنوان فیزیک شبیه‌سازی و برای محاسبه طیف انرژی از خروجی Energy Spectrum Actor استفاده شده است [۱۳].

۲.۲. روش شبیه‌سازی روبشی شکافی

یک سیستم تصویربرداری روبشی شکافی طوری طراحی می‌شود تا بتواند جسم مورد مطالعه را به صورت خطی با یک پرتو بادبزنی نازک جاروب کند. این سیستم از یک پرتو بادبزنی نازک استفاده می‌کند که به صورت 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 تباين تصویر خوب است در حالی که دز بیمار را به حداقل می‌رساند [۸].

در تحقیق حاضر طراحی بر اساس طرح دستگاه LODOX استفاده شده در [۱۲] انجام شده است. یک سیستم تصویربرداری با پرتو ایکس روبشی شکافی شامل یک منبع پرتو ایکس، یک موازی‌ساز، فیلترهای پرتو ایکس و آشکارساز مطابق شکل ۱ است. چشمه پرتو ایکس، طیف انرژی پرتو ایکس را تولید کرده و با عبور از فیلتر آلومینیوم با ضخامت مناسب، طیف انرژی مورد نیاز برای تصویربرداری به دست

سیستم تصویربرداری روبشی شکافی و تبدیل مستقیم، تشکیل تصویر بدون ایجاد هیچ ناحیه و پیکسل مرده را فراهم می‌کند و می‌تواند با کاهش پرتوهای پراکنده علاوه بر کاهش میزان دز دریافتی، اعوجاج تصاویر را نیز کاهش دهد [۶-۴]. تفاوت اصلی بین رادیوگرافی روبشی شکافی و رادیوگرافی معمولی این است که در روش معمولی، تصویر از چشمه ثابت گرفته می‌شود در حالی که در رادیوگرافی روبشی شکافی چشمه باریکه در جهت بیمار حرکت کرده و مقطع به مقطع عکس گرفته می‌شود [۷].

مدل‌های مختلفی برای شبیه‌سازی سیستم‌های تصویربرداری با پرتو ایکس طراحی شده است اما معمولاً آنها تنها بخشی از زنجیره تصویربرداری مانند طیف پرتو ایکس یا تابش‌های پراکنده را می‌توانند شبیه‌سازی کنند و یا به اندازه کافی انعطاف‌پذیر نیستند [۸]. علاوه بر این مدل‌های شبیه‌سازی کمی برای تصویربرداری روبشی شکافی در دسترس است که بتوانند هم هندسه اسکن را شبیه‌سازی و هم زمان را در شبیه‌سازی لحاظ کنند [۹ و ۱۰]. در این مقاله از یک ابزار شبیه‌سازی انعطاف‌پذیر و چند منظوره برای تصویربرداری دیجیتال با پرتو ایکس با استفاده از روش‌های مونت کارلو برای ترابرد پرتو استفاده شده است. در تحقیق حاضر سعی شده ابتدا سیستم تصویربرداری روبشی شکافی با استفاده از قابلیت‌های نرم افزار چند منظوره GATE، شبیه‌سازی شده سپس با طراحی فانتوم و سپس پارامترهای کیفیت تصاویر ارزیابی شود.

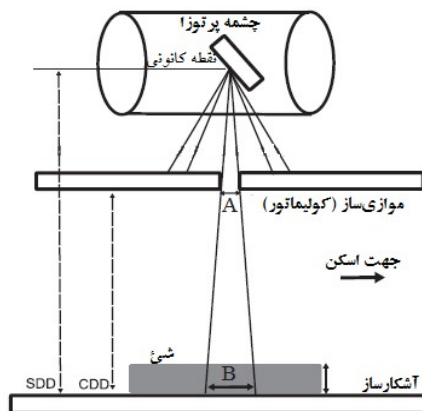
۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. ابزار شبیه‌سازی GEANT4/GATE

کدهای شبیه‌سازی دقیق و همه کاره مانند GEANT4، EGS، MCNP برای فیزیک پر انرژی نوشته شده است. همه آنها شامل مدل‌های فیزیکی معتبر، ابزارهای مدل‌سازی هندسه و ابزارهای تجسمی کارآمد هستند. کد شبیه‌سازی GATE، مجموعه کتابخانه‌های GEANT4 را در بر گرفته و به یک ابزار شبیه‌سازی قابل تقسیم به اجزای کوچک‌تر، چند منظوره، تطبیق‌پذیر و دارای قابلیت کدنویسی تبدیل شده تا در حوزه پزشکی

۱. Livermore

۲. Penelope



شکل ۱. نقشه طرحواره سیستم تصویر برداری روبشی شکافی. فاصله آشکارساز تا چشمه (SDD)^۱، فاصله موازی‌ساز تا آشکارساز (CDD)^۲.



شکل ۲. (رنگی در نسخه الکترونیکی) فانتوم آزمون شیئی طراحی شده برای تعیین کیفیت تصویر خروجی از کد GATE.

درونی کالبد مؤثر بر تشخیص سیگنال پیچیده است [۱۴]. دو روش اصلی برای ارزیابی سیستم‌های تصویربرداری وجود دارد: تصاویری از آزمون شیئی که برای ارزیابی اهداف خاص انجام می‌شود و ارزیابی تصاویر کالبد شناسی از بدن انسان که توسط رادیوگراف‌ها استفاده می‌شود. آزمون شیئی برای اختلاف تباین و تفکیک پذیری فضایی جزئی استفاده می‌شود. از مزایای استفاده از آزمون‌های شیئی آسانی و قانونمند بودن آن است و می‌توان مداوم کیفیت تصویر را پایش کرد [۱۱].

۲.۳. فانتوم آزمون شیئی

برای تعیین تباین و تفکیک پذیری تصاویر سیستم روبشی شکافی روی آشکارساز، یک فانتوم آزمون شیئی طراحی و شبیه‌سازی شد. این فانتوم از دو قسمت اصلی تشکیل شده است: (۱) یک قسمت برای محاسبه نسبت تباین به نوفه (CNR^3) (۲) یک قسمت برای تعیین توان تفکیک پذیری فضایی (شکل ۲). فانتوم آزمون شیئی منطبق با فانتوم آلفا که برای کنترل کیفی دستگاه‌های رادیوگرافی

می‌آید، سپس موازی‌ساز، پرتو ایکس تولید شده را موازی و محدود کرده تا بعد از عبور از شیئی به آشکارساز برسد. عرض شکاف موازی‌ساز با A، عرض پرتو بر روی آشکارساز با B در شکل ۱ تعریف شده است.

برای طراحی سیستم تصویربرداری روبشی شکافی از یک چشمه نقطه‌ای به عنوان تیوب پرتو ایکس با انرژی ۱۱۰ keV و فیلتر ذاتی آلومینیومی ۲ mm، با زاویه ۱۶ درجه در کد GATE استفاده شده است. موازی‌ساز با عرض ۴/۰ mm و ضخامت ۵ mm یک باریکه بادبزی و نازک ایجاد می‌کند. فاصله چشمه-آشکارساز ۱۱۰۰ mm با فیلتر ذاتی ۱ mm مس در نظر گرفته شده است. این پارامترها متناسب با سیستم تصویربرداری

LODOX انتخاب شده اند تا بتوانند پرتو تولید شده تمام شیئی مورد آزمون را پوشش دهند و تصویر مناسب را ایجاد کنند.

ارزیابی کیفیت تصاویر پزشکی تشخیصی به دلایل تغییرات در میزان نوفه، وضوح تصویر، تباین و جزئیات بافت‌های

۱. Collimator- Detector Distance

۲. Source-Detector Distance

۳. Contrast to Noise Ratio

استفاده می‌شود، طراحی شد [۱۵].

پرتو ایکس در متون علمی مختلف بحث شده است [۱۷]. CNR معیار خوبی برای توصیف دامنه سیگنال نسبت به نوفه محیط در یک تصویر است و با استفاده از تفاوت میانگین مقادیر بین ناحیه سیگنال و زمینه محاسبه می‌شود. CNR تفاوت تباین بین میانگین سطح خاکستری دو ناحیه مورد نظر را نشان می‌دهد.

$$CNR = \frac{X_s - X_{bg}}{\sigma_{bg}} \quad (1)$$

- که X_s میانگین سطح خاکستری از ناحیه مورد نظر^۱ در صفحه، X_{bg}
 - میانگین سطح خاکستری در یک ناحیه مورد نظر در زمینه و σ_{bg}
 - انحراف استاندارد ناحیه مورد نظر در زمینه است.
- CNR به عوامل مختلفی از قبیل طیف انرژی پرتو تابیده شده، میدان دید پرتو و چگالی بافت مورد مطالعه بستگی دارد.

۲.۲.۵. تفکیک پذیری فضایی

ارزیابی تفکیک پذیری فضایی می‌تواند با شناسایی کوچک‌ترین جفت خطی که به درستی در تصاویر مشاهده می‌شود، انجام شود. 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 [۱۸].

۳. نتایج و بحث

جهت صحت سنجی طیف انرژی محاسبه شده از طریق کد شبیه‌سازی GATE، این نتایج در انرژی ۱۰۰ keV با نتایج تجربی که توسط بون و همکاران مقایسه شده و در شکل ۳ 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 درصد است، که مقدار آن به تعداد الکترون‌های شبیه شده بستگی دارد (تعداد الکترون‌های شبیه سازی شده 9×10^7).

همان طور که در شکل ۲ نشان داده شده است، برای تعیین تباین تصویر، فیلترهای مس با ابعاد $10 \text{ mm} \times 10$ و ضخامت‌های ۰/۱ mm تا ۰/۷ mm طراحی شده است. به منظور تعیین توان تفکیک پذیری فضایی از آزمون جفت خط از جنس سرب و در محدوده ۰/۶ تا ۵lp/mm استفاده شد [۱۶].

۲.۴. پیکربندی هندسه تصویربرداری

ارتباط بین پهنای موازی‌ساز و عرض پرتو در سیستم تصویر برداری روبشی شکافی در شکل ۱ نشان داده شده است. با حرکت چشمه در جهت اسکن، که عمود بر جهت شکاف است و ردیابی توسط آشکارساز، تصویر تشکیل می‌شود. هندسه تصویربرداری را می‌توان به دو بخش تقسیم کرد، یعنی هندسه شی و هندسه سیستم. هندسه شی شامل شکل و اندازه شی مورد اسکن است. هندسه سیستم حاوی اطلاعاتی در مورد محل چشمه، آشکارساز و شی مورد اسکن، شکاف موازی‌ساز، فاصله چشمه تا آشکارساز و اندازه آشکارساز است. تعداد پیکسل‌های موجود در آشکارساز، وضوح تصویر تشکیل شده را تعیین می‌کند.

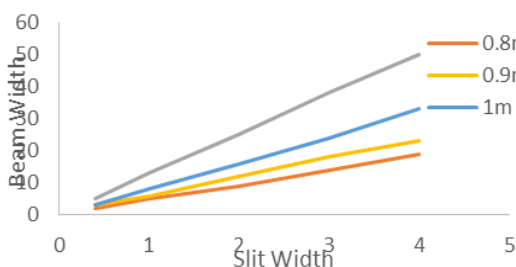
تعداد فوتون‌های تابیده شده برای همه حالت‌ها یکسان در نظر گرفته شد تا بتوان مقایسه صحیحی بین موارد مختلف انجام شود. موازی‌سازی، اثرات انتقال فوتون و تشکیل پرتو پرتو ایکس با استفاده از هندسه شبیه‌سازی کنترل می‌شود. آشکارساز یک لایه $8 \text{ cm}^2 \times 20$ از جنس CsI با ضخامت ۰/۶ mm است. زوایای باریکه بادبزی و عرض کولیس به گونه‌ای قرار گرفته است تا یک آشکارساز با عرض ۸ cm و حدود 512×512 پیکسل را پوشش دهد. وضوح آشکارساز ۶۰ میکرون تنظیم شده است تا تقریباً با وضوح دستگاه Lodox مطابقت داشته باشد.

۵.۲. کیفیت تصویر

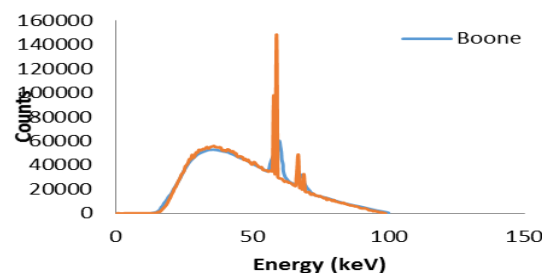
۵.۱.۲. نسبت تباین به نوفه

در مورد نسبت تباین به نوفه (CNR) و نوفه در زمینه در تصاویر

۱. ROI (Region Of Interest)



شکل ۴. (رنگی در نسخه الکترونیکی) نمودار وابستگی عرض باریکه پرتو (Bw) با عرض شکاف موازی‌ساز.



شکل ۳. (رنگی در نسخه الکترونیکی) مقایسه طیف انرژی شبیه‌سازی شده با کد GATE و نتایج تجربی اندازه‌گیری شده [۴] در انرژی ۱۰۰ keV.

که در این رابطه a و b و c به ترتیب برابر هستند با $۸۱/۵۵۷$ ، $۱۲۹/۱۱$ و $۵۵/۸۴۹$. x و y به ترتیب عرض باریکه پرتو و فاصله از چشمه است. عرض باریکه پرتو در جهت اسکن با افزایش فاصله تا چشمه به صورت خطی افزایش پیدا می‌کند. برای داشتن تصویر یکپارچه روی آشکارساز باید فاصله بین دو باریکه پرتو روی آشکارساز محاسبه و زمان جمع آوری داده‌ها برای تشکیل تصویر یکپارچه محاسبه شود به طوری که پرتوهای عبوری از شکاف‌ها با هم هم‌پوشانی نداشته باشند. برای مدل سازی سیستم اسکن شکاف پرتو ایکس، آشکارساز در تعداد زیاد شکاف‌ها تقسیم‌بندی شد تا با به دست آوردن فوتون‌ها در هر شکاف و یکپارچه سازی تمام شکاف‌ها در آشکارساز، تصویر نهایی اصلاح شده تولید شود. شبیه‌سازی‌ها "بدون تأخیر" فرض شده یعنی این که هیچ گونه ارتباطی بین داده‌های تصویر بین موقعیت‌های متوالی شکاف در حین اسکن وجود ندارد.

در شکل ۵ طرح‌واره محاسبه تصویر برای کنارهم قراردادن تصاویر نمایش داده شده است.

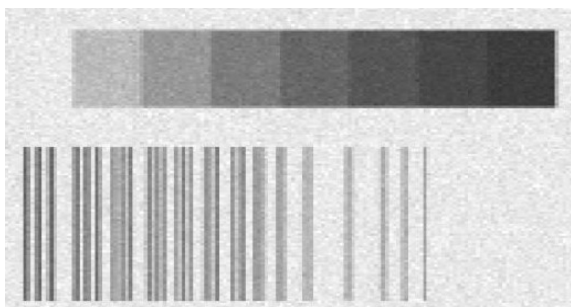
در شکل ۵ M: اندازه افقی ماتریس تصویر، P: اندازه نمای تصویر روی آشکارساز، V: سرعت افقی در جهت اسکن (mm/s) و f: فریم بر ثانیه (fps) است. هر تصویر از یک ماتریس دو بعدی است، با توجه به این که تصاویر سیستم رویشی شکافی اعوجاجی در جهت عمودی نداریم بنابراین برای طراحی سیستم رویشی شکافی و تشکیل یک تصویر یکپارچه

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 بحرانی باشد، فرضیه صفر بدون تفاوت آماری معنی‌دار (در سطح اطمینان ۹۵ درصد) رد می‌شود [۲۰]. به طور کلی، آزمون t-test هیچ تفاوت آماری معنی‌داری 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 پرتو ایکس استفاده کرد.

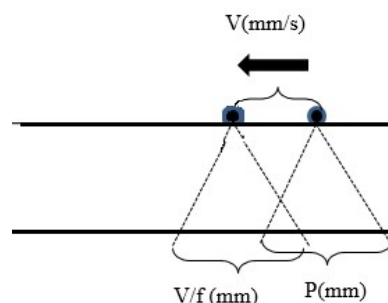
برای تعیین عرض پرتو بر روی آشکارساز باید رابطه میان آن با عرض شکاف موازی‌ساز تعیین شود. بدین منظور در شکل ۴ تأثیر فاصله موازی‌ساز تا آشکارساز بر روی عرض پرتو نشان داده شده است. همان طور که در شکل ۴ نشان داده شده است با افزایش عرض شکاف موازی‌ساز، در یک فاصله موازی‌ساز- آشکارساز مشخص، عرض پرتو روی آشکارساز به صورت خطی افزایش پیدا می‌کند.

نمودار شکل ۴ مشخص می‌کند که شیب نمودار عرض پرتو بر عرض شکاف به فاصله چشمه از موازی‌ساز وابسته است و برای فاصله ۱ متری از درون‌یابی نمودار مطابق با رابطه زیر محاسبه و به دست می‌آید:

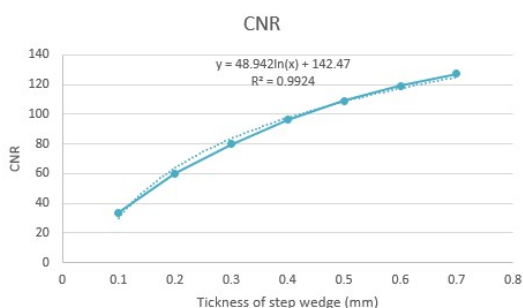
$$y = ax^2 + bx + c \quad (۲)$$



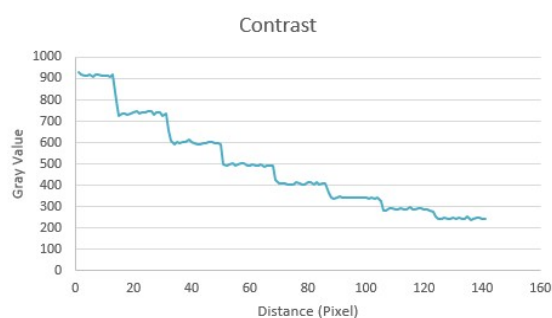
شکل ۶. نمونه‌ای از تصویر به دست آمده از شبیه‌سازی آزمون شیئی با کد GATE برای عرض شکاف موازی‌ساز ۰/۴ mm.



شکل ۵. طرح‌واره محاسبه تشکیل تصویر در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی.



(ب)



(الف)

شکل ۷. (رنگی در نسخه الکترونیکی) (الف) پروفایل تصاویر شبیه‌سازی شده از فیلترهای مسی و (ب) نسبت سیگنال به نوفه (CNR) ایجاد شده در تصاویر روبشی شکافی به ازای عرض موازی‌ساز ۰/۴ mm از فیلترهای مسی.

زمان شبیه‌سازی برای جاروب ۱۰ cm از سطح آشکارساز و ۵۱۲ پیکسل با عرض شکاف موازی‌ساز ۰/۴ mm با یک کامپیوتر با مشخصات 8, Corei5-5200 of Intel 2.2GHz CPU, RAM DDR3 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 پرتو ایکس در شکل ۷ الف و ب نمایش داده شده‌اند.

مقدار CNR به دست آمده به شدت سیگنال و نوفه پیکسل بستگی دارد. تباین تصویر و نتایج CNR در این مقاله با مرجع [۱۷] مطابقت دارد. همان طور 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 می‌کنند.

نیاز به تعیین تعداد پیکسل‌های جدید برای فریم بعدی با استفاده از اندازه ماتریس افقی (M) وجود دارد. 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 بین (V/f < p) باشد تصاویر روی 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 بهترین 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.

تصویر به دست آمده از پرتو ایکس شبیه‌سازی شده برای فانتوم شیئی برای عرض شکاف موازی‌ساز ۰/۴ mm بر طبق [۲۱] در شکل ۶ نشان داده شده است.

سعی شد با استفاده از قابلیت‌های کد چند منظوره GATE که بر اساس کد محاسباتی GEANT^۴ برای مقاصد پزشکی نوشته شده، مدلی برای شبیه‌سازی سیستم تصویربرداری روبشی شکافی طراحی و توسعه داده شود. به منظور صحت سنجی نتایج حاصل از شبیه‌سازی، طیف انرژی پرتوهای پرتو ایکس تولید شده با انرژی ۱۰۰ keV محاسبه و با نتایج تجربی مقایسه شد. نتایج آماری انجام گرفته نشان داد نتایج طیف انرژی شبیه‌سازی و نتایج واقعی تطابق قابل قبولی دارند. سپس با استفاده از آزمون شیئی طراحی شده، پارامترهای کیفیت تصویر مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد کیفیت تصاویر ایجاد شده قابل مقایسه با نتایج واقعی حاصل از تصاویر رادیولوژی دیجیتال است. بنابراین از این مدل شبیه‌سازی شده می‌توان برای بررسی و بهینه‌سازی پارامترهای تأثیرگذار دیگر از جمله اثر فیلترگذاری و اثر عرض شکاف موازی‌ساز، فاصله شیء تا آشکارساز... در سیستم تصویربرداری روبشی شکافی استفاده کرد.

تضاد منافع

هیچ گونه تعارض منافع توسط نویسندگان بیان نشده است.

در انتهای این تحقیق برای تعیین تفکیک پذیری فضایی تصاویر شبیه‌سازی شده از آزمون جفت خط استفاده شد. در شکل ۸ پروفایل خط از نظر مقیاس خاکستری اندازه‌گیری و ترسیم شد. در پروتکل کنترل کیفی تجهیزات تصویربرداری دیجیتال، تفکیک پذیری تصاویر با استفاده از تکنیک جفت خط بر میلی‌متر به صورتی انجام می‌شود که آخرین جفت خطی که چشم انسان قابلیت دیدن فاصله خالی بین جفت خط‌ها را داشته باشد. همان طور که در شکل ۸ مشاهده می‌شود بعد از کشیدن پروفایل خطی بر روی جفت خط‌ها، توان تفکیک پذیری سیستم تصویربرداری روبشی شکافی، آخرین جفت خط قابل تشخیص است. همان طور که مشاهده می‌شود، تفکیک پذیری تصاویر برابر ۱/۶lp/mm به دست آمد که در محدوده تصاویر واقعی رادیوگرافی دیجیتال قرار دارد [۱۹].

۴. نتیجه گیری

روش تصویربرداری روبشی شکافی یکی از زمینه‌های جدید در حوزه تصویربرداری است که مزایای زیادی از جمله تفکیک پذیری فضایی بالا و عدم وجود گرید ضد پراکنده و کاهش دز دریافتی بیمار نسبت به رادیوژی معمولی دارد. در این تحقیق

مراجع

1. T R Fewell and R E Shuping, *Med. Phys.* **4** (1977) 187.
2. D R Dance, A Thilander Klang, M Sandborg, C L Skinner, I A Castellano Smith, and G Alm Carlsson, *Br J Radiol* **73** (2000) 1056.
3. L J M Kroft, V J Geleijns, B J A Mertens, W J H Veldkamp, H M Zonderland, and A de Roos, *Radiology* **231** (????) 2004156.
4. M Zähringer, B Krug, K F Kamm, G Wassmer, M Hellmich, G Winnekendonk, J Andermahr, A Goßmann, and K J Lackner. *AJR Am J Roentgenol.* **177** (2001) 1397.
5. D W Piraino, W J Davros, M Lieber, B J Richmond, J R Schils, M P Recht, P N Grooff, G H Belhobek. *AJR Am J Roentgenol.* **172** (1999) 177.
6. K H Lee, J W Kwon, Y Ch Yoon, S Choi, J Y Jung, J H Kim, S J Lee, *Korean Journal of Radiology* **10** (1) (2009) 51
7. T D Perks, R Dendere, B J Irving, T Hartley, P Scholtz, A Lawson, C Trauernicht, S Steiner, and T S Douglas. *Radiation Protection Dosimetry*, **1** (2014).
8. M Kulkarni, R Dendere, F Nicolls, S Steiner, T S Douglas, *Physica Medica* **32** (2016) 284.
9. J M Boone, K K Lindfors, N II Cooper, and J A Seibert. *Med Phys* **27** (2000) 2408.
10. K Viswanathan, K Balasubramaniam. Proceedings of the National Seminar & Exhibition on Non-Destructive Evaluation, NDE. India: December (2009) 10-12.
11. U Pietrzyk, A Zakhmini, M Axer, S Sauerzapf, D Benoit, M Gaens. *Med. Phys.* **23** (2013) 65.
12. B J Irving, G J Maree, E R Hering, and T S Douglas. *Radiation Protection Dosimetry*, **130** (4) (2008) 482.
13. M T Bahreyni-Toosi, SH Nasserli, M Momenzhad, F Hasanabadi, H Gholamhosseinian. *Journal of Medical Signals & Sensors*, **4** (2014) 268.
14. M Scheelke, JH Potgieter, M de Villiers. In: Proc. SPIE, *SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging*. **5745** (2005).
15. N Banihashemi, J Soltani-Nabipour, A Khorshidi, and H Mohammadi. *Eur. Phys. J. Plus* (2020) 135:269

- Graphics and Image Processing, Rio de Janiero, (2009) 180.
19. E Mah, E Samei, D Peck, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, **2**, 2, Spring (2001).
20. M R Ay, M Shahriari, S Sarkar, M Adib, and H Zaidi. *Phys Med Biol* **49** (2004) 4897.
21. H Mohammadi, M R Shojaei, J Soltani-Nabipour. *Applied Radiation and Isotopes* **171** (2021) 109642.
16. M De Villiers, and M De Jager. *In: Proc. SPIE, 5030. Medical Imaging.* (2003).
17. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). ICRU; (1996) ICRU Report 54.
18. L C d S Romualdo, M A d C Vieira and H Schiabel. XXII Brazilian Symposium on Computer