

محاسبه پروفایل فوتونهای پراکنده شده در سیستمهای سی تی اسکن ۶۴ برش با استفاده از اندازه گیری عملی

افشین اکبرزاده^۱، محمدرضا آی^{۲*}، حسین قدیری^۳، سعید سرکار^۴

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۴- دانشیار گروه فیزیک پزشکی و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۷/۹/۲۵

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۳/۳

چکیده

مقدمه: یکی از پارامترهای موثر در کاهش کیفیت تصاویر در سیستمهای توموگرافی کامپیوتری، ثبت فوتونهای پراکنده می باشد. میزان ثبت فوتونهای پراکنده بستگی به هندسه اسکنر و همچنین شکل و مواد جسم مورد تصویر برداری دارد. جهت انجام اصلاحات لازم نحوه توزیع و مقدار فوتونهای پراکنده ثبت شده در پروسه جمع آوری اطلاعات باید شناخته شود. روشهای عملی اندازه گیری فوتونهای پراکنده مبتنی بر مسدود کردن پرتوهای اولیه در یک نقطه، تنها مقدار فوتونهای پراکنده را در یک نقطه محاسبه می کنند حال آنکه پروفایل فوتونهای پراکنده در تمام آشکارسازها می تواند بسیار موثرتر باشد. در این تحقیق تلاش شده است تا پروفایل فوتونهای پراکنده مربوط به سی تی اسکن ۶۴ اسلایس با روش اندازه گیری عملی جدیدی اندازه گیری شود.

روش کار: جهت اندازه گیری عملی فوتونهای پراکنده از آرایه تک بعدی مسدود کننده های سربی استفاده شد که با قرار دادن این آرایه در زیر کالیما تور محدود کننده پرتو و پرتو دهی فانتوم، فایل داده های خام حاصل از پرتو دهی مستقیما از آشکار ساز دستگاه استخراج شد.

نتایج: با بدست آوردن منحنیهای فوتونهای پراکنده و بهره فوتونهای پراکنده به اولیه مشاهده شد که افزایش ولتاژ تیوب از کیلو ولتاژ پیک ۸۰ به کیلو ولتاژ پیک ۱۴۰ باعث کاهش ۸۰ درصدی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در فانتوم آب می شود، افزایش فاصله فانتوم و آشکارساز به اندازه ۲۰/۹ سانتی متر موجب ۳۰ درصد افزایش بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در آشکار سازهای مرکزی می شود.

نتیجه گیری: روش اندازه گیری عملی ارائه شده قابلیت استخراج توزیع فوتونهای پراکنده فقط با یکبار اسکن فانتوم را داراست و روش مناسبی جهت تخمین فوتونهای پراکنده است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۲، پیاپی (۲۳)، تابستان ۸۸: ۱-۱۰)

واژگان کلیدی: فوتونهای پراکنده، بهره فوتونهای پراکنده به اولیه، سیستمهای توموگرافی کامپیوتری

۱- مقدمه

در هر سیستم تصویر برداری که از فوتونها برای تصویرسازی استفاده می شود، فوتونهای پراکنده یکی از عوامل موثر در کاهش کیفیت تصویرند، اما بسته به نوع سیستم تصویر برداری و انرژی فوتونهای مورد استفاده در آن، تاثیر این عامل در

کیفیت تصویر دارای شدت و ضعف است.

اسکنرهای سی تی که از اشعه ایکس برای تصویر برداری استفاده می کنند، نیز از تاثیر این عامل بی بهره نمانده اند و از همان آغاز فوتون های پراکنده در این اسکنرها به عنوان یکی از منابع ایجاد آرتیفکت مطرح شده اند [۱]، که سازندگان سعی در حذف آن داشته اند. به طور مثال در سه نسل اول اسکنرهای سی تی خصوصا نسل سوم که آشکارسازها نسبت به منبع اشعه ایکس ثابت بوده اند، استفاده از کالیما تور در آشکارسازهای حالت جامد برای حذف فوتونهای پراکنده

* نویسنده مسؤول: محمدرضا آی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
mohammadreza_ay@tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳- (۲۱) ۹۸+

با در نظر داشتن مطالبی که ذکر شد، یکی از پارامترهای موثر در کاهش کیفیت تصاویر در سیستمهای توموگرافی کامپیوتری، ثبت فوتونهای پراکنده شده می باشد، از طرف دیگر میزان ثبت فوتونهای پراکنده بستگی به هندسه اسکنر و همچنین شکل و مواد جسم مورد تصویر برداری دارد. جهت انجام پروسه تصحیح اسکنر، می بایست نحوه توزیع و مقدار فوتونهای پراکنده ثبت شده در پروسه جمع آوری اطلاعات، شناخته شود. در صورت عدم انجام پروسه تصحیح اسکنر، خطاهایی از قبیل کاهش اعداد سی تی و تولید آرتیفکت فنجانی وارد تصویر می گردند.

جهت محاسبه توزیع فوتونهای پراکنده در سیستمهای توموگرافی کامپیوتری، گروهی از محققین از روشهای مدل سازی ریاضی و اندازه گیری عملی استفاده کرده اند [۱۱، ۱۲، ۱۳]. روشهای اندازه گیری عملی استفاده شده در مقالات، بلحاظ اینکه مبتنی بر یک دیسک سربی است توانایی اندازه گیری فوتونهای پراکنده در ناحیه محدودی از المانهای آشکارسازی را داراست در حالی که در روش پیشنهاد شده در این تحقیق (با استفاده از آرایه سربی) می توان مقدار فوتونهای پراکنده را در یکایک المانهای آشکارسازی اندازه گیری کرد.

الگوریتمهای نرم افزاری برای کاهش فوتونهای پراکنده نیازمند این هستند که شدت و نحوه توزیع فوتونهای پراکنده و اولیه رسیده به هر کدام از آشکار سازها را در شرایط هندسی و انرژیهای مختلف تخمین بزنند. بنابراین اولین قدم برای حذف فوتونهای پراکنده بوسیله الگوریتمهای نرم افزاری، استخراج پروفایل فوتونهای پراکنده است. به علاوه مقالاتی که در زمینه اندازه گیری توزیع فوتونهای پراکنده تحقیق کرده اند بسیار اندک هستند.

از آنجاییکه کلیه روشهای عملی جهت اندازه گیری فوتونهای پراکنده بر اساس اندازه گیری در یک نقطه یا یک ناحیه بسیار کوچک و محدود می باشد، هدف ما در این تحقیق اندازه گیری توزیع فوتونهای پراکنده در یکایک المانهای آشکارسازی با استفاده از یک تکنیک جدید و طراحی یک آرایه از مسدود کننده های سربی می باشد.

برای اسکنر معمول بوده، همچنین در اسکنر هایی که از آشکار سازهای گازی استفاده می کرده اند، خود آشکار سازها طبیعت حذف فوتونهای پراکنده داشته اند [۲].

افزایش فوتونهای پراکنده در ^۱CBCT ها (اسکنرهای پرتو مخروطی) در مقایسه با اسکنرهای فن بیم باعث افزایش چشمگیر نویز نسبی (نسبت نویز تصویر به سیگنال) در تصاویر بازسازی شده می گردد [۹] و همانطور که ذکر شد، هم اکنون نیز یکی از مشکلات عمده اسکنرهای نسل سوم که از آشکار سازهای صفحه مسطح استفاده می کنند افزایش مقدار فوتونهای پراکنده است.

در مقالات زیادی از فرمولهای ریاضی جهت جدا کردن نقش فوتونهای اولیه و پراکنده در تشکیل تصویر در هر پروجکشن استفاده شده است [۱، ۲، ۴، ۱۰] که همه این روش ها همانند هم بوده و نتایج مشابهی نیز دارند. اگر I_0 شدت ثبت شده در آشکار ساز در یک پروجکشن خاص بوده I_0 شدت اولیه فوتونهای فرودی باشد می توان نوشت:

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \ln\left(\frac{P_0 + S_0}{P + S}\right) = \ln\left(\frac{1 + S_0/P_0}{1 + S/P}\right) \quad (1)$$

P : شدت فوتونهای اولیه عبوری از جسم

P_0 : شدت فوتونهای اولیه عبوری از هوا

S : شدت فوتونهای اولیه پراکنده شده از جسم

S_0 : شدت فوتونهای اولیه پراکنده شده از هوا

با توجه به معادله (۱) می توان اینگونه برداشت کرد که جزء اول معادله بیان کننده نقش فوتونهای اولیه و جزء دوم معادله نشانگر نقش فوتونهای پراکنده است. نکته جالب اینجاست که جزء دوم معادله (۱) که تاثیر مخرب بر کیفیت تصاویر دارد صرفا ناشی از فوتون های فوتونهای پراکنده نیست بلکه عامل اصلی این اثر، کسر S/P است که در مقالات مختلف به SPR^2 (بهره فوتونهای پراکنده شده به فوتونهای اولیه) معروف است.

¹ Cone Beam CT

² Scatter to Primary Ratio

۲- مواد و روشها

۲-۱- سیستم توموگرافی کامپیوتری VCT:

اسکنر مورد استفاده در این تحقیق، اسکنر سی تی ۶۴ برش ساخت کمپانی جنرال الکتریک با نام تجاری "LightSpeed VCT" نصب شده در مرکز تصویربرداری بیمارستان امام خمینی است. این دستگاه دارای رزولوشن تا 0.35 ± 0.05 میلیمتر در طول محور Z بوده و همچنین رزولوشن زمانی ۴۴ میلی ثانیه می باشد. این اسکنر قابلیت اسکن محوری^۱ و هلیکال^۲ دارا می باشند. بطوری که اسکن هلیکال را با گامهای ۱:۰/۵، ۱:۱ و ۱:۱/۳۷۵ انجام می دهد.

تیوب اشعه ایکس مورد استفاده در این دستگاه، تیوب Performix Pro 100 ساخت کمپانی جنرال الکتریک می باشد. این تیوب دارای ۴ کیلو ولتاژ پیک قابل تنظیم در ۸۰، ۱۰۰، ۱۲۰، ۱۴۰ و میلی آمپر از ۱۰ تا ۸۰۰ با گامهای ۵ میلی آمپر می باشد. این تیوب دارای دو نوع فیلتر اضافه شده است:

(الف) فیلتراسیون مسی اضافه شده که مقدار آن برابر با ۰/۱ میلیمتر مس است.

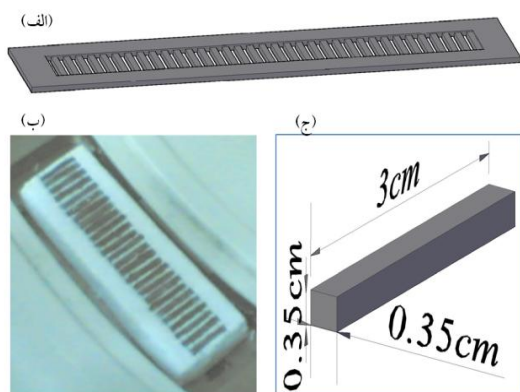
(ب) فیلتر بو-تای^۳ که فیلتری است که برای جبران ضخامتهای کم بیمار در حاشیه های بدن نسبت به ضخامت زیاد در وسط استفاده می شود. از مزایای این فیلتر اولاً جلوگیری از به اشباع رسیدن مدارهای تقویت کننده مربوط به کانالهای آرایه آشکارسازی بوده و ثانياً کاهش دوز رسیده به بیمار می باشد. این دستگاه دارای فیلترهای بو-تای مختلف کوچک برای میدانهای دید کوچکتر از ۲۵۰ میلیمتر و بزرگ برای میدانهای دید بین ۲۵۰ میلیمتر تا ۵۰۰ میلیمتر است.

آرایه آشکارسازهای اسکنر در مجموع شامل ۵۸۳۶۸ المان آشکارساز است که در ۶۴ ردیف و ۹۱۲ ستون قرار گرفته اند. اندازه هر المان آشکارساز در ایزوستر برابر با 0.625×0.625 میلیمتر مربع است (که اندازه واقعی هر

کدام حدوداً $1/1 \times 1/1$ میلیمتر مربع است). در هر ردیف که شامل ۹۱۲ المان است، ۸۸۸ المان فعال و ۲۴ المان مرجع (در هر طرف ۱۲ المان) وجود دارد.

۲-۲- آرایه مسدود کننده های سربی

در تحقیق حاضر، از یک آرایه تک بعدی از میله های سربی با مقطع مربع به تعداد ۲۶ عدد استفاده شد (شکل ۱-الف و ب). طول هر کدام از میله ها ۳ سانتی متر و عرض و ضخامت هر کدام برابر با ۰/۳۵ سانتی متر بود (شکل ۱-ج). تعداد این میله ها در مجموع ۲۶ عدد بوده که با فواصل مساوی ۰/۳۵ سانتی متر در کنار هم قرار گرفته اند.



شکل ۱- الف) طرح شماتیک آرایه مسدود کننده های سربی (ب) آرایه مسدود کننده های سربی استفاده شده (ج) ابعاد یکی از میله های سربی تشکیل دهنده آرایه

۲-۳- فانتوم

در این تحقیق از دو عدد فانتوم استفاده شد. فانتوم اول، فانتوم استوانه ای آب با قطر بیرونی ۲۱۵ میلیمتر بود. جنس جدار این فانتوم از پلکسی گلاس و ضخامت جداره آن برابر با ۶ میلیمتر بود. فانتوم دوم که برای بررسی فیلتر بو-تای از نوع بزرگ در میدان دید (FOV^۴) بزرگتر استفاده شد، فانتوم با قطر ۳۵۰ میلیمتر و از جنس پلی پروپیلن^۵ بود.

۲-۴- روش اندازه گیری عملی

در مرحله اول آرایه مسدود کننده های سربی در زیر کالیماتور قرار داده شده و تحت این شرایط فانتوم در

⁴ Field of view

⁵ Polypropylene

¹ Axial

² Helical

³ Bowtie

ایزوسترپروتوده‌ی شد (شکل ۲ و ۳). در مرحله بعد اکسپوژر در حالتی که فانتوم برداشته شده بود تکرار شد تا فوتونهای پراکنده ناشی از آرایه سربی و کالیما تور اندازه گیری شود.



(ب)

(الف)

شکل ۲- طریقه اندازه گیری عملی و استفاده از فانتوم و آرایه سربی (الف) نمای جلوی گنتری (ب) نمای پشت گنتری

در هر بار اکسپوز، اشعه ایکس وارد شده به هر المان از آشکارساز به نور مرئی تبدیل شده و نور مرئی تولید شده به یک سیگنال در کانال مربوطه تبدیل شده و در داخل DAS^1 این سیگنال آنالوگ تبدیل به سیگنال دیجیتال شده و در داخل یک فایل دودویی با پسوند .slal ذخیره می شود. این فایل دودویی که حاوی سینوگرام تصویر است قبل از هرگونه عملیات بازسازی و تصحیح، داده خام نام دارد. جهت استخراج مقادیر ثبت شده در آشکارسازها، باید این فایل کد گشایی شده و مقادیر ثبت شده متناظر با هرکدام از المانهای آشکارسازها استخراج شود.

پس از آنالیزهای انجام شده مشخص شد که فایل داده های خام، یک فایل دودویی ۱۶ بیتی می باشد، با این حال در بسیاری از مواقع سیگنال خروجی کانالها آنقدر بزرگند که قابل ذخیره در رنج ۱۶ بیتی در حافظه نمی باشند ($x \geq 2^{16}$). بنابراین قبل از ذخیره این فایل، داده های بزرگ در یک سری ضرایب کالیبراسیون خاص ضرب می شوند تا کوچک تر شده و قابل ذخیره در فایل داده های خام شوند. با توجه به مطالب بالا این بخش دارای دو زیر بخش است:

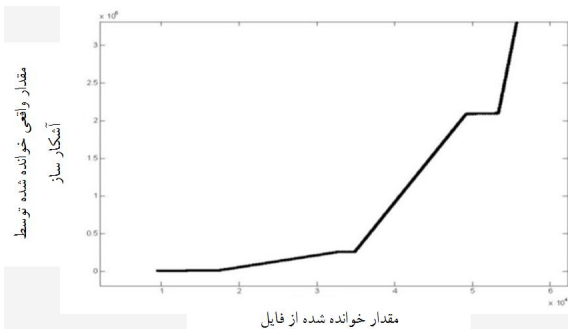
الف) خواندن فایل دودویی

ب) پیدا کردن ضرایب کالیبراسیون

برای خواندن فایل برنامه ای با استفاده از نرم افزار MatLab نوشته شد تا فایل دودویی ذخیره شده را خوانده، و اطلاعات اضافی فایل که هیچگونه کاربردی ندارند را حذف کند. منظور از اطلاعات اضافی مقداری اعداد دودویی تکراری است که برای جدا کردن داده های خام اسلایسهای مختلف از همدیگر در فایل نوشته می شوند. در اینجا لازم است توضیحاتی در مورد طریقه نوشته شدن مقادیر ثبت شده در المانهای آشکارسازی، داخل فایل دودویی داده شود تا هرگونه ابهام در مورد این پروسه رفع شود. بعنوان مثال فرض کنید در یک اکسپوژر ۳ ثانیه ای، DAS با فرکانس ۲۴۶۰ هرتز مقادیر خوانده شده در آشکارساز را استخراج نموده و پس از تبدیل مقادیر آنالوگ به دیجیتال در یک فایل دودویی ذخیره می کند. این بدین معناست که تعداد 2460×3 عدد از هرکدام از المانهای آشکارساز توسط DAS استخراج و در فایل دودویی نوشته شده است. به مقادیر ثبت شده از تمامی المانهای آشکارساز در هر بار خواندن DAS یک نما گفته می شود و در این حالت فرضی دستگاه تعداد 2460×3 نما، در فایل ذخیره کرده است. هر نما شامل مقادیر ۶۴ ردیف $912 \times$ تایی مربوط به تک تک المانها از ردیف اول تا ردیف ۶۴ام است که بترتیب و پشت سر هم در حافظه نوشته می شود. دستگاه برای تشخیص ابتدا و انتهای هر نما و همچنین ابتدا و انتهای هر ردیف از ۶۴ ردیف، از یکسری داده های رمز گونه استفاده می کند که در بین تک تک نما ها و تک تک ردیفها درون فایل نوشته می شوند. برنامه که برای خواندن و رمز گشایی فایل استفاده می شود تعداد اسلایسها و همچنین نما هارا از کاربر به عنوان ورودی گرفته و با خواندن مقادیرمربوط به المانها و حذف داده های اضافی، یک ماتریس $3 \times$ بعدی با ابعاد "تعداد اسلایس $912 \times$ تعدادنما" حاوی مقادیر متناظر هر المان آشکارساز در هر کدام از نما ها را استخراج می کند. با توجه به اینکه همه اکسپوزها در حالت اسکن ثابت انجام شد، هر کدام از نما ها باهم مشابه می باشند. در حالتی که

¹ Data acquisition system

تابع در نرم MatLab برای تصحیح ماتریس 64×912 خروجی برنامه مذکور در بخش الف برنامه نویسی شد.

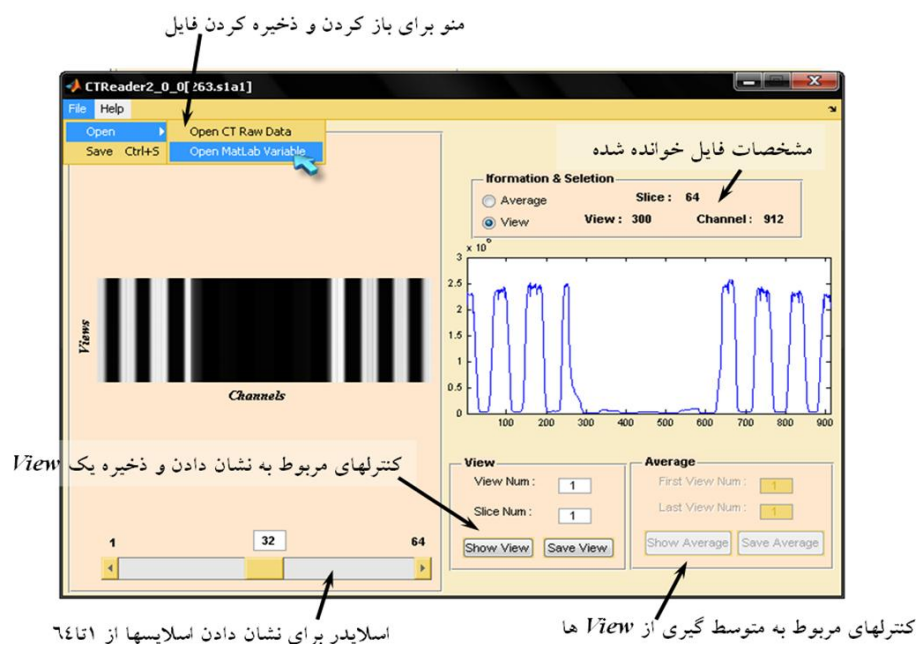


شکل ۳- منحنی ضرایب کالیبراسیون: محور X مقادیر خوانده شده از فایل و محور Y مقادیر واقعی و درست خروجی آشکار ساز.

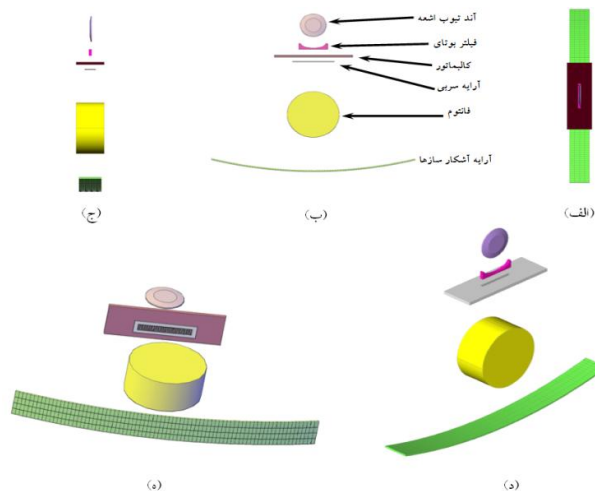
نوع اسکنر اکسیال یا هلیکال است هر نما متناسب با یک پروجکشن بوده که همگی باهم سینوگرام را تشکیل می دهند. در اسکنر هلیکال و اکسیال برنامه قادر به استخراج سینوگرام دستگاه نیز می باشد.

جهت پیدا کردن ضرایب کالیبراسیون ابتدا در میلی آمپرهای مختلف از ۱۰۰ تا ۴۰۰ فانتوم اکسپوز شده (جدول ۳-۲) و مقادیر خوانده شده توسط دستگاه بصورت فایل txt استخراج شد.

در مرحله بعد این مقادیر به مقادیر ذخیره شده در فایل دودویی تقسیم شده و ضرایب کالیبراسیون برای هر کدام از مقادیر ذخیره شده در فایل دودویی بدست آمد (شکل ۳-۴). و در نهایت با استفاده از ضرایب بدست آمده یک



شکل ۴- آخرین نسخه (۲۰۰۸) GUI طراحی شده برای استخراج فایل داده های خام



شکل ۵- طرح شماتیک اندازه گیری عملی اسکتر از نماهای: الف) بالا ب) جلو ج) راست د) ۳بعدی از بالا ه) ۳بعدی از پایین

یابی استفاده شده در تمام پروسه استخراج و آنالیز داده ها روش درون یابی خطی می باشد. برای حذف فوتونهای اسکتر حاصل از خود آرایه سربی، اسپکتر در حالت بدون فانتوم انجام شده و با تکرار روش بالا (این بار در نواحی سایه فوتونهای پراکنده حاصل از آرایه ثبت می شود) پروفایل فوتونهای پراکنده حاصل خود آرایه سربی استخراج و پس از اعمال تضعیف حاصل از فانتوم روی آن از پروفایل فوتونهای پراکنده اول کم شد. لازم بذکر است که در پروسه اعمال تضعیف فانتوم، نقشه تضعیف فانتوم با استفاده از اسکن خالی و اسکن با فانتوم از بدست آمده و استفاده شد.

۳- نتایج

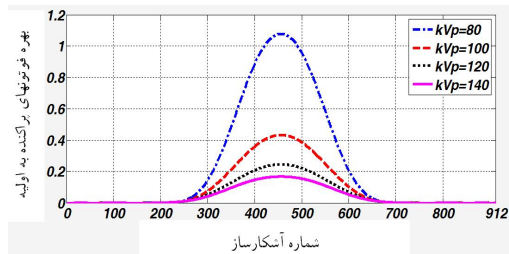
۳-۱- پرو فایل فوتونهای پراکنده

پروفایل فوتونهای پراکنده از روش اندازه گیری عملی برای شرایط مختلف ولتاژ و فانتوم و فیلتر بو-تای بدست آمد. جهت بدست آوردن این پروفایلها همانگونه که در مواد و روشها بحث شد با استفاده از درون یابی خطی، مقادیر ماکزیمم و مینیمم پروفایلهای حاوی مسدودکننده های سربی، جهت بدست آوردن پروفایل فوتونهای مجموع

در مرحله آخر یک رابط گرافیکی کاربر^۱ (GUI) تحت نرم افزار MatLab طراحی شد که برنامه های ذکر شده در بالا به عنوان هسته رابط وظیفه خواندن فایل را برعهده داشتند. GUI طراحی شده توانایی خواندن فایل دودویی، و نشان دادن هر کدام از نماها، اسلایسها و کانالها را دارا می باشد. مضاف بر این GUI حاضر کاربر را قادر می کند تا انجام عملیات متوسط گیری از نماها، استخراج سینوگرام و ذخیره آن بصورت فایل Excel، mat File، ASCII و براحتی انجام دهد (شکل ۳-۵).

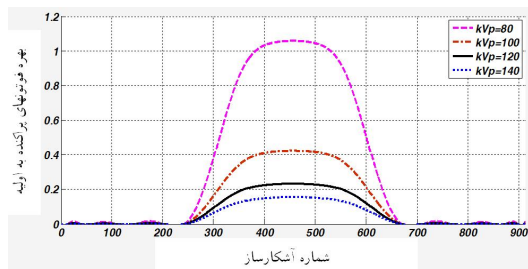
دراین تحقیق در هر کدام از اندازه گیریها از تعداد ۳۰۰ نما متوسط گیری شد. با فرض این مطلب که فوتونهای اولیه بطور مستقیم حرکت می کنند، می توان نتیجه گرفت که در نواحی سایه هر کدام از میله های سربی فقط مقادیر فوتونهای پراکنده ثبت شده اند، بنابر این استخراج مقادیر ثبت شده در نواحی سایه مقدار اسکتر را به ما می دهد. پس از مرحله متوسط گیری، نواحی سایه از همه ردیفهای ماتریس ۶۴×۹۱۲ بیرون آورده شد. در قدم بعدی با استفاده از یک برنامه درون یابی، مقادیر خارج از نواحی سایه در تک تک ردیفها تخمین زده شده و در نهایت پروفایل فوتونهای پراکنده مربوط به هر کدام از ردیفها بطور کامل بدست (نمودار ۳). روش درون

^۱ GUI: Graphical user interface



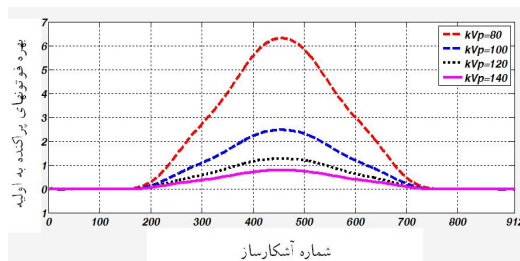
نمودار ۳- منحنی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در ردیف ۳۲ از المانهای آشکارسازی برای فانتوم آب بدون حضور فیلتر بو-تای

با تکرار همین شرایط در حضور فیلتر بو تای کوچک منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه مربوط به این حالت استخراج شد (نمودار ۴).



نمودار ۴- منحنی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در ردیف ۳۲ از المانهای آشکارسازی برای فانتوم آب با حضور فیلتر بو-تای کوچک

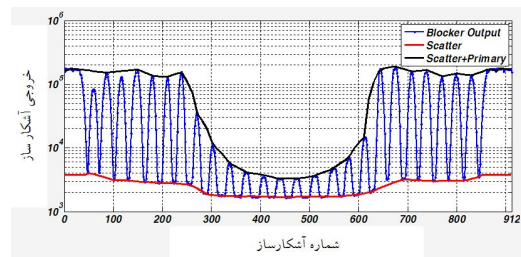
منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه برای فانتوم پلی پروپیلن با قطر ۳۵۰ میلیمتر در جریان تیوب ۲۰۰ میلی آمپر بدون استفاده از فیلتر بو-تای بدست آمد نمودار ۵ این منحنیها را در ولتاژهای تیوب مختلف نشان می دهد.



نمودار ۵- منحنی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در ردیف ۳۲ از المانهای آشکارسازی برای فانتوم پلی پروپیلن بدون حضور فیلتر بو-تای

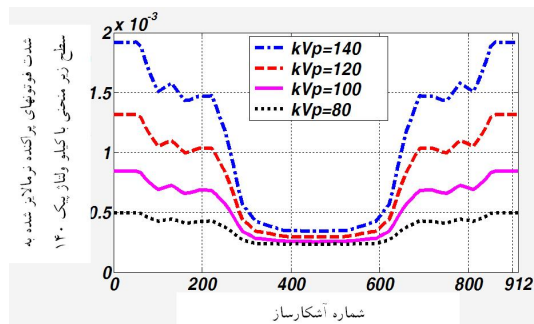
با تکرار پرتوهی در همان شرایط ولی در حضور فیلتر بو-تای بزرگ منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه محاسبه شد که در نمودار ۶ به تصویر کشیده شده اند.

(پراکنده + اولیه) و فوتونهای پراکنده استخراج شد (نمودار ۱).



نمودار ۱- نتیجه انجام درون یابی برای یکی از ردیفهای آرایه آشکارسازی، در شرایط ولتاژ تیوب کیلو ولتاژ پیک ۸۰ و جریان ۱۰۰ میلی آمپر برای فانتوم آب

نمودار ۲ پروفایل فوتونهای پراکنده را برای ولتاژهای تیوب مختلف و برای فانتوم آب با قطر میلیمتر ۲۱۵ بدون استفاده از فیلتر بو-تای نشان می دهد.



نمودار ۲- پروفایلهای فوتونهای پراکنده برای فانتوم آب بدون فیلتر بو-تای در ولتاژهای مختلف

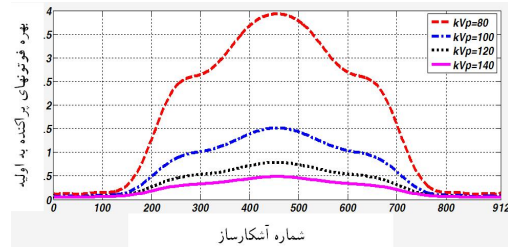
۲-۳- اندازه گیری بهره فوتونهای پراکنده به اولیه

با استفاده از اندازه گیری عملی با روش ذکر شده و درون یابی پروفایلهای فوتونهای پراکنده و اولیه بدست آمد. با تقسیم این مقادیر برهم و بدست آورد نسبت فوتونهای پراکنده به فوتونهای اولیه پروفایلهای بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در شرایط مختلف ولتاژ تیوب و فیلتراسیون و غیره استخراج شدند.

نمودار ۳ منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه بدست آمده در اندازه گیری عملی برای فانتوم آب در جریان تیوب ۱۰۰ میلی آمپر و بدون فیلتر بو-تای را نشان می دهد:

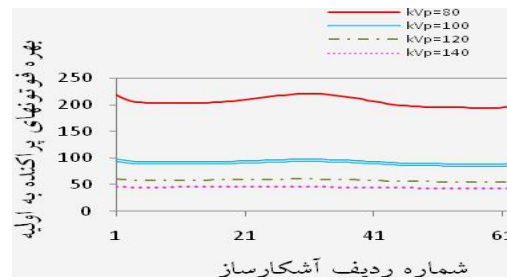
در آشکارسازهای موجود در حاشیه ها خود را بیشتر نشان می دهد و علت این امر این است که تضعیف فوتونهای پراکنده ناشی از آرایه سربی و اجزای موجود در بالای آن (کالیماطورهای محدود کننده سربی) در نواحی حاشیه ای اصلا اتفاق نمی افتد، در حالی که در آشکارسازهای مرکزی این فوتونها توسط فانتوم تضعیف می شوند. بنابراین می توان ادعا کرد که خطای روش اندازه گیری عملی جهت اندازه گیری فوتونهای پراکنده در آشکارسازهای مرکزی کمتر است.

با نگاهی به نمودار ۲ متوجه خواهیم شد که اختلاف قابل توجهی بین منحنی های فوتونهای پراکنده مربوط به ولتاژهای تیوب مختلف در حاشیه ها نسبت به آشکار سازهای مرکزی وجود دارد. این امر ناشی از این حقیقت است که در آشکار سازهای حاشیه ای مقادیر فوتونهای اولیه که از آرایه سربی عبور کرده اند نسبت آشکار سازهای مرکزی بیشتر است (با توجه به اینکه سرب تمام فوتونها را مسدود نمی کند) و بنابراین این مشکل در نواحی حاشیه ای بطور کامل خود را نشان می دهند. البته با توجه به رفتار ضرایب تضعیف کامپتون در انرژی های مورد استفاده در سی تی می توان گفت که با وجود اینکه با افزایش انرژی بیشینه طیف اشعه ایکس فوتونهای پراکنده کاهش می یابند، فوتونهای پراکنده ناشی از طیف با انرژی بیشتر، نسبتا دارای قدرت نفوذ بیشتری بوده و کمتر دچار تضعیف در فانتوم می شوند و بنابراین یک افزایش جزئی و تقریبا نامحسوس در مقدار فوتونهای پراکنده موجود در آشکارسازهای مرکزی در کیلو ولتاژ پیک های بالاتر مشاهده می شود. بنابراین افزایش بیش از حد پروفایلها در قسمت حاشیه ای به ازای افزایش انرژی طیف علاوه بر اینکه ناشی از افزایش کم تعداد فوتونهای پراکنده عبوری است، ناشی از افزایش فوتونهای اولیه عبوری از مسدود کننده های سربی (بعلت کاهش احتمال برهمکنش فوتوالکتریک با افزایش انرژی) نیز می باشد.



نمودار ۶- منحنی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در ردیف ۲۲ از المانهای آشکارسازی برای فانتوم پلی پروپیلن با فیلتر بو-تای بزرگ

برای مقایسه واضحتر مقادیر بهره فوتونهای پراکنده به اولیه سطح زیر منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در حالات مختلفی محاسبه شد. نمودار ۷ سطح زیر منحنی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه مربوط به تک تک ردیفهای آرایه آشکارسازی که ۶۴ ردیف می باشد را نشان می دهد. پرتو دهی برای فانتوم آب در جریان تیوب ۱۰۰ میلی آمپر و زمان اسکن ۱ ثانیه بدون فیلتر بو-تای انجام گرفت.



نمودار ۷- سطح زیر منحنی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه محاسبه شده در تک تک ردیفهای آرایه آشکارسازی برای فانتوم آب در جریان و ولتاژ تیوب ۱۰۰ میلی آمپر و ۱۲۰ کیلو ولتاژ پیک

۴- بحث

۴-۱- اندازه گیری عملی

پرو فایلهای فوتونهای پراکنده در پروسه اندازه گیری عملی، با استفاده از روش جدیدی که ذکر آن در مواد و روشها رفت، استخراج شد. با توجه به خطاهایی که متوجه روشهای اندازه گیری عملی است یعنی پراکندگی ناشی از خود آرایه سربی و همچنین عدم اندازه گیری فوتونهای پراکنده ناشی از فوتونهای سد شده توسط مسدود کننده های سربی، می توان انتظار داشت که خطای روش اندازه گیری عملی غیر قابل اغماض گردد. این خطا

حضور فیلتر بو-تای باعث جبران ضخامت‌های کم فانتوم شده و تغییرات فوتونهای اولیه را از آشکارسازهای مرکزی به سمت آشکارسازهای حاشیه ای کاهش می دهد. بنابراین منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در حضور فیلتر بو-تای دارای یکنواختی نسبی در آشکار سازهای مرکزی هستند (نمودارهای ۴ و ۶) بنابراین فیلتر بو-تای از دو جهت بر بهره فوتونهای پراکنده به اولیه تاثیر می گذارد اول اینکه در آشکار سازهای مرکزی باعث کاهش بهره فوتونهای پراکنده به اولیه می شود و دوم اینکه در آشکارسازهای حاشیه ای بهره فوتونهای پراکنده به اولیه را افزایش می دهد. برآیند این دو جهت تعیین کننده این است که آیا فیلتر بو-تای کلا بهره فوتونهای پراکنده به اولیه را کاهش می دهد یا خیر.

۵- نتیجه گیری

با توجه به مطالب ارائه شده نتایج این تحقیق عبارتند از:
۱- با استفاده از روش اندازه گیری عملی مبتنی بر آرایه مسدود کننده های سربی می توان پروفایل فوتونهای پراکنده مربوط به اسکنر ۶۴ اسلایس را با یک بار اکسپوز بدست آورد.
۲- افزایش بیشینه ولتاژ طیف اشعه ایکس باعث کاهش بهره فوتونهای پراکنده به اولیه می شود.
۳- افزایش قطر فانتوم بهره فوتونهای پراکنده به اولیه را افزایش می دهد.
۴- افزایش فاصله هوایی باعث کاهش پیک بهره فوتونهای پراکنده به اولیه می شود.
۵- افزایش فاصله هوایی موجب افزایش سطح زیر منحنی بهره فوتونهای پراکنده به اولیه می شود.

۶- تشکر و قدردانی

مولفان از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران بدلیل تامین هزینه انجام این طرح قدردانی می نمایند.

روش ارائه شده برای اندازه گیری فوتونهای پراکنده در مقایسه با روشهای مبتنی بر یک مسدود کننده سربی [۴] روشی آسانتر و سریعتر بوده و از صحت قابل توجهی برخوردار است. عملی بودن این روش این امکان را می دهد که تصحیح فوتونهای پراکنده به ازای هر بیمار انجام گردد.

۴-۲- منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه

با در نظر داشتن نقش مهم بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در الگوریتمهای تصحیح فوتونهای پراکنده در این تحقیق محاسبه این کمیت در موارد مختلف انجام شد.

با مشاهده منحنی های بهره فوتونهای پراکنده به اولیه بدست آمده در نمودارهای ۳ تا ۵ می توان فهمید خصوصیت مشترک تمامی این منحنی ها وجود مقدار ماکزیمم بهره فوتونهای پراکنده به اولیه در آشکارسازهای مرکزی است که ناشی از این امر است که با توجه به شکل فانتوم استوانه ای، بیشترین مقدار تضعیف فوتونهای اولیه در آشکارسازهای مرکزی اتفاق می افتد. بنابراین کاهش فوتونهای اولیه باعث افزایش بهره فوتونهای پراکنده به اولیه می شود. همچنین در آشکار سازهای حاشیه ای با توجه به اینکه مقدار فوتونهای اولیه بسیار زیاد است مقدار بهره فوتونهای پراکنده به اولیه به صفر میل می کند.

نمودارهای ۳ تا ۶ نشان دهنده کاهش بهره فوتونهای پراکنده به اولیه با افزایش انرژی طیف اشعه ایکس هستند. علت این امر کاهش بسیار زیاد احتمال برهمکنش فوتوالکتریک با افزایش انرژی طیف اشعه ایکس و به تبع آن افزایش شدید فوتونهای اولیه است. و این در حالیکه که کاهش احتمال برهمکنش کامپتون و به نوبه خود فوتونهای پراکنده با افزایش انرژی باعث کاهش فوتونهای پراکنده می شود. بنابراین افزایش انرژی بیشینه طیف اشعه ایکس افزایش بهره فوتونهای پراکنده به اولیه را به همراه دارد.

منابع

1. Tofts PS, Gore JC. Some sources of artefact in computed tomography. *Phys Med Biol* 1980 Jan;25(1):117-27.
2. Glover GH. Compton scatter effects in CT reconstructions. *Med Phys* 1982 Nov-Dec;9(6):860-7.
3. Robert KC. Concerning x-ray scatter reduction for CT scanners. *Med Phys* 1981;8(2):249-.
4. Johns PC, Yaffe M. Scattered radiation in fan beam imaging systems. *Med Phys* 1982 mar-Apr;9(2):231-9.
5. Ohnesorge B, Flohr T, Klingenberg-Regn K. Efficient object scatter correction algorithm for third and fourth generation CT scanners. *Eur Radiol* 1999;9(3):563-9.
6. Colijn AP, Beekman FJ. Accelerated simulation of cone beam X-ray scatter projections. *IEEE Trans Med Imaging*. 2004 may;23(5):584-90.
7. malusek A, Sandborg M, Carlsson GA. Simulation of scatter in cone beam CT - effects on projection image quality. *Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging, Pts 1 and 2*. 2003; 5030:740-51,1076.
8. Zbijewski W, Beekman FJ. Efficient Monte Carlo based scatter artifact reduction in cone-beam micro-CT. *IEEE Trans Med Imaging*. 2006 Jul;25(7):817-27.
9. Endo M, Tsunoo T, Nakamori N, Yoshida K. Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT. *Med Phys* 2001 Apr;28(4):469-74.
10. Joseph PM, Spital RD. The effects of scatter in x-ray computed tomography. *Med Phys*. 1982 Jul-Aug;9(4):464-72.
11. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 2001 Feb;28(2):220-31.
12. Siewerdsen JH, Daly MJ, Bakhtiar B, Moseley DJ, Richard S, Keller H, et al. A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT. *Med Phys* 2006 Jan;33(1):187-97.
13. Ay MR, Zaidi H. Development and validation of MCNP4C-based Monte Carlo simulator for fan- and cone-beam x-ray CT. *Phys Med Biol* 2005 Oct 21;50(20):4863-85.
14. Kanamori H, Nakamori N, Inoue K, Takenaka E. Effects of scattered X-rays on CT images. *Phys Med Biol* 1985 mar;30(3):239-49.
15. Ay MR, Zaidi H. Assessment of errors caused by X-ray scatter and use of contrast medium when using CT-based attenuation correction in PET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2006 Nov;33(11):1301-13.