

پهنای مناسب پنجره انرژی در تصویربرداری با دوربین گاما

نصراله جباری^۱، دکتر حسین رجبی^۱، دکتر حسن فیروزآبادی^۲، دکتر فریدون راستگو^۲،
دکتر ناهید یعقوبی^۲، احمد بیطرفان رجبی^۲، دکتر بیژن هاشمی ملایری^۱

۱- گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس

۲- بخش پزشکی هسته ای بیمارستان قلب شهید رجائی

چکیده

تصویربرداری رادیوایزوتوپیک یکی از متداولترین روشهای تصویربرداری در پزشکی می باشد. در تصویربرداریهای که توسط دوربین گاما و SPECT انجام می گیرد یکی از مهمترین منابع ایجاد خطا پرتوهای پراکنده می باشد. مناسب ترین و عملی ترین روش جهت کاهش این نوع خطا و بهبود کمی و کیفی تصاویر جلوگیری از ثبت شدن فوتونهای پراکنده می باشد. تنها روش عملی برای کاهش ثبت فوتونهای پراکنده بکارگیری پنجره مناسب انرژی برای تصویربرداری می باشد. در حال حاضر در اغلب سیستم ها از پنجره انرژی ۲۰٪ و در برخی موارد تحقیقی از پنجره های انرژی بزرگ (۲۵٪) برای تصویربرداری استفاده می شود. در این تحقیق سعی بر آن بوده است که با توجه به قدرت تفکیک انرژی سیستم های مورد استفاده، پهنای مناسب پنجره انرژی با استفاده از اطلاعات موجود بر روی منحنی های بیناب انرژی در حالت های مختلف تعیین شود. در این مطالعه پهنای مناسب پنجره انرژی برای سیستم های با قدرت تفکیک انرژی ۱۰٪ که اغلب سیستم های کنونی را در بر می گیرند، ۱۵٪ بدست آمده است. **واژه‌های کلیدی:** دوربین گاما، SPECT، فوتونهای پراکنده، پنجره انرژی

مقدمه

یکی از مشکلات سیستم های تصویر برداری پزشکی هسته ای پائین بودن قدرت تفکیک انرژی آنها است. این مشکل ناشی از عدم توانایی این سیستم ها در اندازه گیری دقیق انرژی فوتونهای ورودی است. اگر یک سیستم تصویر برداری مورد تابش فوتونهای تکفام قرار گیرد به علت خطای تصادفی، سیگنالهای انرژی تولید شده یکسان نخواهند بود. ماهیت گتره ای (random) پدیده های فیزیکی در گیر به گونه ایست که این سیگنالها دارای توزیع آماری شبه گوسی در اطراف مقدار واقعی انرژی خواهند بود. هرچه مقدار خطای گتره ای در محاسبه انرژی بیشتر باشد توزیع پهن تر و در نتیجه قدرت تفکیک انرژی سیستم کمتر خواهد بود. در پزشکی هسته ای عموماً قدرت تفکیک با پهنای بیناب سیگنالهای انرژی در نیم بلندی بیشینه (Full Width at Half Maximum) بیان می شود که

در واقع بیان دیگری است از انحراف معیار توزیع خطا در اندازه گیری انرژی فوتونها. هر چند در پزشکی هسته ای از پرتوهای تکفام برای تصویر برداری استفاده می شود اما به دلیل آنکه احتمال برخورد کمپتون در دامنه انرژی های مورد استفاده زیاد است عملاً کسر قابل توجهی از فوتونها در مسیر گذر از بدن بیمار دچار پراکندگی کمپتون می شوند (۱). تنها تفاوت پرتوهای پراکنده و فوتونهای اولیه در مقدار انرژی آنهاست. پرتوهای پراکنده دارای انرژی کمتر نسبت به فوتونهای اولیه هستند و میزان اختلاف وابسته به زاویه انحراف فوتون پراکنده شده است. بعلت ماهیت فیزیکی میانکنش کمپتون، میزان انحراف مسیر فوتون در هر برخورد غیر قابل پیش بینی است. در نتیجه مسیر حرکت فوتون پراکنده غیر مرتبط با محل پیدایش فوتون اولیه و تقریباً بی ارتباط با چگونگی توزیع

پرتودارو در بدن بیمار است.

هر چند ثبت فوتونهای پراکنده به ظاهر چگالی اطلاعاتی تصویر (information density) را افزایش می‌دهند اما این افزایش کاذب موجب کاهش کیفیت تصویر می‌شود و باید مقدار نسبی آن در تصویر هر چه بیشتر کاهش یابد (۲). اساساً دو روش کلی برای نیل به این هدف وجود دارد: جلوگیری از ثبت فوتونهای پراکنده در تصویر و حذف شمارشهای ناشی از پرتوهای پراکنده که در تصویر ثبت شده‌اند. تاکنون روشهای متفاوتی جهت اصلاح پراکندگی (Scatter correction) در تصاویر ارائه شده‌اند. در اغلب این روشها از پردازش بیناب انرژی استفاده شده است (۳-۵). اما این روشها بدلیل محدودیت های تئوریک و پیچیده گیهای عملی موفقیت قابل توجهی کسب نکرده‌اند. یک از مشکلات اساسی در استفاده از این روشها برآورد نسبت پرتو های پراکنده به کل پرتوهای ثبت شده (کسر پراکندگی) است.

در حال حاضر عملی ترین و ساده ترین روش مقابله با پرتوهای پراکنده جلوگیری از ثبت آنهاست. در تمامی دوربین های گاما مدار الکترونیکی ویژه ای (pulse height analyzer) وجود دارد که وظیفه آن تمایز فوتونهای اولیه و پراکنده بر اساس تفاوت انرژی آنهاست (۶). این جدا سازی بر اساس اطلاعاتی که کاربر با تعیین پنجره انرژی به سیستم می دهد صورت می گیرد. هر چند مدار پردازشگر بلندی پالس با دقت بسیار زیاد می تواند سیگنال ها را بر اساس انرژی آنها از یکدیگر متمایز نماید به دلیل خطای گتره ای قابل توجه در اندازه گیری انرژی فوتونها (تولید سیگنال انرژی) جدا سازی فوتونها با دقت کافی صورت نمی گیرد. در عمل احتمال موفقیت پردازشگر بلندی پالس وابسته به اختلاف انرژی فوتونها است. هر چه این اختلاف کمتر باشد احتمال موفقیت در جداسازی آنها کمتر است.

نکته قابل توجه در این مورد آن است که فوتونهای پراکنده هر چند در زاویه نسبتاً بزرگی پراکنده شده باشند تفاوت انرژی آنها با فوتونهای اولیه چندان قابل توجه نیست. برای مثال اگر فوتونی با انرژی اولیه keV ۱۶۰ در زاویه ۵۲ درجه پراکنده شود انرژی آن پس از برخورد keV ۱۲۶ خواهد بود که در انتهای پنجره انرژی ۲۰٪ قرار می گیرد. در نتیجه با پنجره ۲۰٪

همواره احتمال ثبت فوتونهای پراکنده در زاویه کمتر از ۵۲ درجه در تصویر وجود دارد (۷).

هر چند می توان با کاهش پهنای پنجره انرژی تا حد دلخواه از ثبت فوتونهای پراکنده جلوگیری کرد. اما باید توجه داشت که کاهش وسعت پنجره انرژی موجب حذف فوتونهای پراکنده و بطور همزمان موجب از دست دادن فوتونهای اولیه و کاهش حساسیت سیستم نیز می شود. حساسیت سیستم بصورت غیر خطی با کاهش پهنای پنجره انرژی کاهش می یابد.

پهنای پنجره انرژی باید به گونه ای انتخاب شود توازن بهینه ای را بین حفظ حساسیت و حذف فوتونهای پراکنده برقرار نماید. در حال حاضر پنجره انرژی بطور سنتی ۲۰٪ و متقارن در اطراف قله انرژی در نظر گرفته می شود در حالیکه مقدار نسبی پرتوهای پراکنده تابع عوامل متعدد از جمله اندازه فیزیکی بدن بیمار، چگونگی توزیع پرتودارو در بدن بیمار و ارگان مورد مطالعه، انرژی فوتونهای اولیه و نوع کلیماتور است (۷). بعلاوه قدرت تفکیک انرژی سیستم ها ی مختلف متفاوت است و با افزایش عمر سیستم بطور محسوس کاهش می یابد. سؤال اساسی تحقیق حاضر آن بوده است که آیا یک پنجره ثابت می تواند در شرایط متفاوت به عنوان پنجره بهینه در نظر گرفته شود؟ آیا می توان پنجره انرژی را بصورت پویا برای هر بیمار تنظیم نمود.

مواد و روشها

نمونه های مورد استفاده در این تحقیق منحنی های بیناب انرژی بودند که برای بدست آوردن آنها در شرایط و حالت های مختلف از رادیو داروی ^{99m}Tc استفاده شد. وسایل مورد استفاده در این تحقیق شامل: سیستم تصویربرداری SPECT ساخت کارخانه SOPHA مجهز به کولیماتور سوراخ موازی کم-انرژی با قدرت تفکیک بالا، فانتوم (SPECT Linespread Phantom, NEMA) و یک دوربین دیجیتالی بودند. فانتوم مورد استفاده استوانه ای توخالی، از پرسپکس است. در داخل این فانتوم سه لوله فلزی نازک و موازی وجود دارند که با محلول رادیواکتیو پر می شوند و به عنوان چشمه های نازک خطی مورد استفاده قرار می گیرند. این فانتوم

این حالتها، پایین ترین و بالاترین آهنگهای شمارش در شرایط کلینیکی را شامل می شوند. در حالت بدون پراکندگی فانتوم بدون آب (بدون پراکنده کننده) و در حالت پراکندگی از فانتوم پراز آب استفاده شد. برای ایجاد حالت پراکند کننده ۱۰ سانتی متری از لوله وسطی فانتوم و برای ایجاد حالت پراکند کننده ۱۸ سانتی متری از لوله های جانبی فانتوم استفاده شد. برای هر یک از حالت های فوق ۱۰ بار آزمایش تکرار و در هر بار ۱۰ تصویر بیناب ضبط گردید. جمعاً ۶۰۰ منحنی بیناب انرژی در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفتند.

فرض اساسی ما در این تحقیق آن بود که توزیع سیگنالهای انرژی در اطراف قله انرژی بیناب انرژی تکنسیم (140 keV) و در حالت بدون پراکندگی و آهنگ شمارش پایین یک توزیع شبه گوسی است. با توجه به اینکه میانگین های متعددی در تبدیل انرژی فوتون گاما به سیگنال الکتریکی و تقویت آن دخالت دارند و با توجه به آنکه این میانگین ها عموماً از آمار پواسون تبعیت میکنند بر اساس قضیه حد مرکزی نظریه احتمالات توزیع برآیند به توزیع گوسی بسیار نزدیک است.

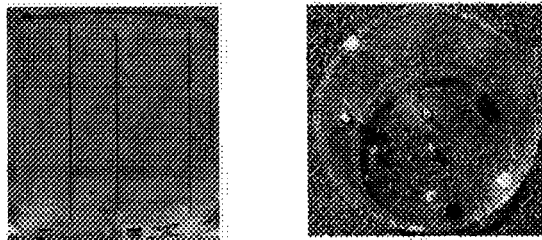
با قبول این فرض الگوریتمی طراحی گردید که بر اساس آن منحنی بیناب انرژی به دو منحنی مربوط به پرتوهای اولیه و پرتوهای پراکنده تجزیه می شود. اجرای این الگوریتم توسط نرم افزاری که در محیط ویژوال بیسیک ۶ نوشته شده بود صورت گرفت. اساس الگوریتم یافتن بهترین برازش بر بیشترین تعداد نقاط بیناب انرژی است. الگوریتم با تغییر پارامترها و تغییر تعداد نقاط و از طریق جستجو برازش گوسی بهینه را می یابد. ملاک در انتخاب بهترین برازش روش کمترین میانگین مربعات است. در این تحقیق محدوده چپ و راست پنجره انرژی بهینه از سه روش مختلف و تقریباً مستقل تعیین و مورد بررسی قرار گرفت. این سه روش عبارت بودند از روش تفاضل بیناب ها، روش نقطه انطباق آماری و روش نقطه تلاقی.

بوسیله آب به عنوان محیط پراکنده کننده پر می شود. با توجه به ابعاد فانتوم چشمه های خطی در فواصل مختلف از کولیماتور و در سه حالت با ضخامت های صفر و ۱۰ و ۱۸ سانتی متر آب به عنوان محیط پراکنده کننده بکار برده شد. در شکل شماره ۱ فانتوم مورد استفاده نشان داده شده است.

به دلیل اینکه در اکثر سیستم های متداول دستیابی مستقیم به اطلاعات عددی منحنی بیناب انرژی امکان پذیر نیست جهت دریافت غیر مستقیم اطلاعات، به روش ذیل عمل شد. ابتدا از بیناب انرژی در روی نمایشگر کنسول سیستم با رعایت کامل اصول هندسی جهت جلوگیری از اعوجاج، بوسیله دوربین دیجیتالی تصویر برداری شد. جهت استخراج اطلاعات از این تصاویر، نرم افزاری در محیط ویژوال بیسیک ۶ طراحی شد. این نرم افزار قادر به خواندن منحنی بیناب از روی تصاویر (بصورت Bitmap) و استخراج اطلاعات عددی بیناب است. اطلاعات حاصل از هر تصویر به صورت یک پوشه دودویی ذخیره و در نرم افزار اکسل (Excel) مورد بررسی قرار گرفت. نرم افزار فوق بصورت مجزا مورد ارزیابی قرار گرفت و صحت عملکرد آن به اثبات رسید. خطای قرائت هر نقطه از منحنی بیناب توسط این نرم افزار در بدترین شرایط کمتر از ۰.۰۵٪ تخمین زده شده است.

در این تحقیق منحنی های بیناب انرژی در ۶ حالت مختلف تهیه شدند که عبارتند از:

- ۱- در حالت بدون پراکندگی با آهنگ های شمارش پایین
- ۲- در حالت بدون پراکندگی با آهنگ های شمارش بالا
- ۳- در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب بعنوان محیط پراکنده کننده و آهنگ های شمارش پایین
- ۴- در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب بعنوان محیط پراکنده کننده و آهنگ های شمارش بالا
- ۵- در حالت پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب بعنوان محیط پراکنده کننده و آهنگ های شمارش پایین
- ۶- در حالت پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب بعنوان محیط پراکنده کننده و آهنگ های شمارش بالا



شکل ۱: فانتوم مورد استفاده را نشان می دهد شکل سمت راست نمایی از سطح فوقانی و شکل سمت چپ نمایی از سطح جانبی فانتوم.

شده الگوریتمی را اجرا می کند که بر اساس آن منحنی بیناب انرژی واقعی به دو منحنی تجزیه می شود که یکی مربوط به توزیع فوتونهای اولیه (منحنی گوسی) و دیگری مربوط به توزیع فوتونهای پراکنده (منحنی پراکندگی) است. منحنی گوسی و واقعی در ناحیه پراکندگی (انرژیهای پائین) کاملاً از یکدیگر مجزا هستند. با افزایش انرژی این دو منحنی به یکدیگر نزدیک شده و در مجاورت انرژی مرکزی فوتوپیک برهم منطبق می شوند و با افزایش انرژی مجدداً از یکدیگر جدا می شوند. در این روش فرض ما این بوده است که نقطه شروع انطباق آماری منحنی های گوسی و واقعی را می توان بعنوان محدوده سمت پایین پنجره انرژی در نظر گرفت. به همین ترتیب نقطه خاتمه انطباق آماری منحنی های واقعی و گوسی را می توان بعنوان محدوده سمت بالای پنجره انرژی در نظر گرفت. منظور از انطباق آماری نقطه ای روی محور انرژی است که در آن تفاوت معنی داری مابین دو منحنی گوسی و پراکندگی وجود نداشته باشد. نمودار ۲ حاصل تجزیه بیناب انرژی در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و آهنگ شمارش پایین را برای نمونه نشان می دهد. حدود چپ و راست پنجره انرژی با فلش مشخص شده اند. در جدول ۲ نتایج حاصل از این روش خلاصه شده است.

نتایج

چنانکه ذکر شد در این تحقیق ۳ روش متفاوت را برای دستیابی به محدوده مناسب پنجره انرژی مورد استفاده قرار دادیم.

الف) روش تفاضل: اساس این روش بر این فرض مبتنی بود که اگر منحنی بیناب انرژی بدون پراکندگی (بیناب پاک) از منحنی بیناب انرژی مشابه با پراکندگی (پس از بهنجار شدن) تفریق شود، منحنی حاصل شکل و نحوه توزیع فوتونهای پراکنده را در سراسر بیناب انرژی بدست می دهد. با استفاده از این منحنی به آسانی می توان حدود پنجره انرژی را مشخص کرد. نمودار ۱ حاصل تفریق اطلاعات عددی منحنی بیناب انرژی بدون پراکندگی در آهنگ شمارش پایین از منحنی های بیناب انرژی با ۱۰ سانتی متر آب با آهنگ شمارش مشابه را برای نمونه نشان می دهد. ناحیه سمت چپ پنجره انرژی در روی شکل علامت زده شده است. در جدول شماره ۱ نتایج حاصل از این روش تفاضل خلاصه شده است.

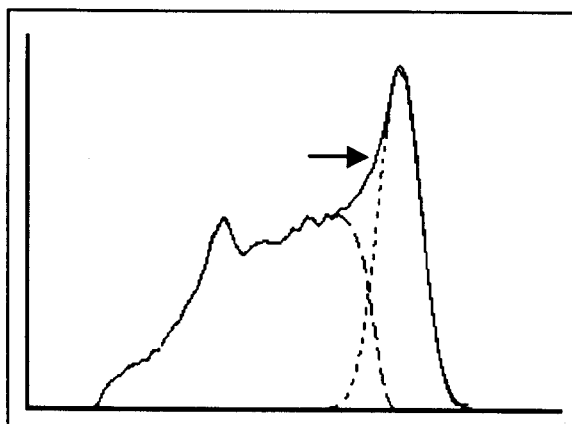
ب) روش نقطه انطباق آماری: اساس این روش بر همان فرض گوسی شکل بودن بیناب انرژی در اطراف انرژی مرکزی فوتوپیک در حالت بدون پراکندگی و غیر گوسی بودن آن در حالت پراکندگی می باشد. همانطوری که گفته شد نرم افزار دوم طراحی



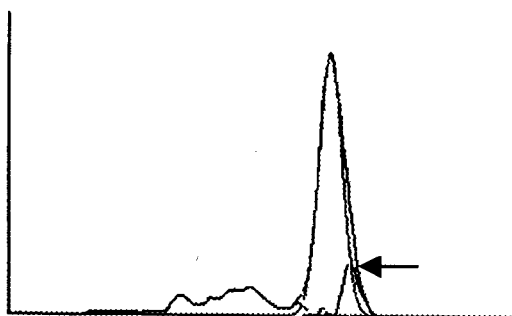
نمودار ۱: تفاضل منحنی بیناب انرژی بدون پراکندگی و آهنگ شمارش پایین از منحنی بیناب انرژی پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و همان آهنگ شمارش

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار مدود سمت چپ پنجره انرژی مناسبه شده با روش تفریق.

محدوده سمت پایین پنجره انرژی (keV)	تفاضل بیناب انرژی
$131/25 \pm 0/46$	بدون پراکندگی با آهنگ شمارش پایین از پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و همان آهنگ شمارش
$130/6 \pm 0/20$	بدون پراکندگی با آهنگ شمارش بالا از پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و همان آهنگ شمارش
$130/41 \pm 0/86$	بدون پراکندگی با آهنگ شمارش پایین از پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب و همان آهنگ شمارش
$130/66 \pm 0/60$	بدون پراکندگی با آهنگ شمارش بالا از پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب و همان آهنگ شمارش



نمودار (۲-الف) : تمیزیه بیناب انرژی در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و آهنگ شمارش پایین. در این نمودار بیناب انرژی با قط پر، منمنی گوسی با نقطه چین و منمنی پراکندگی با قط چین نمایش داده شده اند. محور افقی انرژی بر حسب keV و محور عمودی شمارش بر حسب تعداد می باشد.



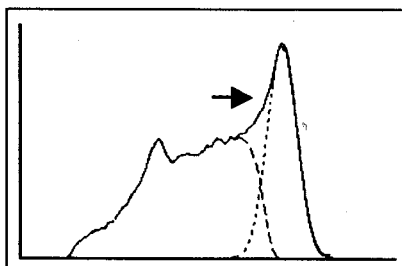
نمودار (۲-ب) : تمیزیه بیناب انرژی بدون پراکندگی در آهنگ شمارش بالا. در این نمودار منمنی قرار گرفته در داخل در نزدیکی فلش مربوط به منمنی گوسی نرمال و منمنی قرار گرفته در خارج مربوط به منمنی واقعی می باشد. محور افقی انرژی بر حسب keV و محور عمودی شمارش بر حسب تعداد می باشد.

جدول ۲: میانگین و انحراف معیار ممدوده سمت پایین و بالای پنجره انرژی در مالتهای مختلف در روش نقطه انطباق آماری

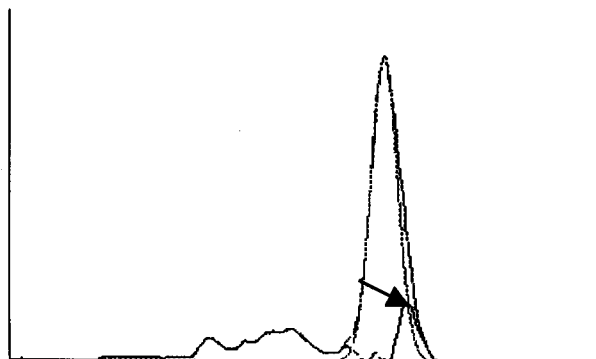
نوع حالت	محدوده سمت پایین (keV)	محدوده سمت بالای (keV)
در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و آهنک شمارش پایین	$134/73 \pm 0/70$	$144/16 \pm 0/57$
در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و آهنک شمارش بالا	$133/73 \pm 0/88$	144 ± 0
در حالت پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب و آهنک شمارش پایین	$134/8 \pm 0/67$	$144/16 \pm 0/57$
در حالت پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب و آهنک شمارش بالا	$135/33 \pm 0/59$	144 ± 0
در حالت کلی	$134/64 \pm 0/66$	$144/08 \pm 0/11$

پایین پنجره انرژی و نقاط تلاقی منحنی های گوسی و پراکندگی مربوط به پدیده تجمع پالس حد سمت بالای پنجره انرژی در نظر گرفته شد. در جدول ۳ نتایج حاصل از این روش خلاصه شده است.

ج) روش نقطه تلاقی: اساس این روش مشابه روش قبلی می باشد. با این تفاوت که در این روش بجای نقاط انطباق آماری نقاط تلاقی واقعی با استفاده از درون یابی در نظر گرفته شده اند. با این فرض محل تلاقی منحنی های پراکندگی و گوسی حد سمت



نمودار (۳-الف): تجزیه بیناب انرژی در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و آهنک شمارش پایین. در این نمودار بیناب انرژی واقعی با خط پر، منحنی گوسی با نقطه چین و منحنی پراکندگی با خط چین نمایش داده شده اند



نمودار (۳-ب): تجزیه بیناب انرژی بدون پراکندگی در آهنک شمارش بالا. در این نمودار منحنی قرار گرفته در داخل در نزدیکی فلش مربوط به منحنی گوسی نرمال و منحنی قرار گرفته در خارج مربوط به منحنی واقعی می باشد. محور افقی انرژی بر حسب keV و محور عمودی شمارش بر حسب تعداد می باشد

جدول ۳ : میانگین و انحراف معیار محدوده سمت پایین و بالای پنجره انرژی در حالت‌های مختلف در روش نقطه تلاقی

نوع حالت	محدوده سمت پایین پنجره انرژی (keV)	محدوده سمت بالای پنجره انرژی (keV)
در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و آهنک شمارش پایین	۱۳۰/۱۳±۰/۶۳	۱۴۷/۹۱±۰/۹۹
در حالت پراکندگی با ۱۰ سانتی متر آب و آهنک شمارش بالا	۱۲۹/۲۶±۰/۷۰	۱۴۸/۳۳±۰/۱/۰۷
در حالت پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب و آهنک شمارش پایین	۱۲۹/۶۶±۰/۸۱	۱۴۷/۹۱±۰/۹۹
در حالت پراکندگی با ۱۸ سانتی متر آب و آهنک شمارش بالا	۱۳۰/۳۳±۰/۶۱	۱۴۸/۳۳±۰/۱/۰۷
در حالت کلی	۱۲۹/۸۴±۰/۴۸	۱۴۸/۱۲±۰/۲۹

قابل ملاحظه ای ندارد. بر اساس روش تفاضل حد چپ پنجره انرژی در همه حالت های مطالعه شده در حدود ۱۳۱ keV محاسبه شده است که تقریباً معادل عرض پنجره ۱۵٪ برای انرژی فوتونهای تکنسیوم است. در این پنجره احتمال ثبت شدن فوتونهای پراکنده بسیار پایین است.

در نمودارهای ۲ که روش نقطه انطباق آماری را نشان می دهد باز هم این فرض تئوریک صادق است که در نواحی نزدیک به انرژی مرکزی فوتوپیک، منحنی های واقعی و برازش گوسی بر هم منطبق هستند و در نتیجه فوتون های پراکنده بسیار ناچیزند. علت را می توان این گونه توجیه کرد که مطابق فرض اساسی این تحقیق، سیگنالهای انرژی مربوط به فوتونهای اولیه در اطراف انرژی مرکزی فوتوپیک از توزیع نرمال تبعیت می کنند. و تنها فوتونهای پراکنده هستند که توزیع را از حالت نرمال خارج می کنند. در نتیجه مکانی از بیناب در اطراف فوتوپیک که توزیع از حالت نرمال خارج می شود شروع منطقه ای است که فوتونهای پراکنده بر فوتونهای اولیه غلبه می یابند. در حالت بدون پراکندگی در فاصله قابل توجهی از دو طرف فوتوپیک توزیع با تقریب مناسبی نرمال است. اما به تدریج با افزایش پرتوهای پراکنده عرض این منطقه از طرف چپ کاهش می یابد. بر اساس فرض ما مکانی که بیناب به صورت معنی داری از حالت نرمال خارج می شود را باید حد چپ پنجره انرژی در نظر گرفت. محاسبات ما این حد را برای فوتونهای تکنسیوم حدود ۱۳۴ keV بدست می دهد. با روش مشابه حد سمت راست پنجره ۱۴۴ keV برآورد شده است. احتمال ثبت فوتونهای پراکنده در این محدوده

نمودار شماره ۱ که از روش تفاضل حاصل شده است نشان می دهد که در انرژیهای پایین تا نزدیکی محدوده ۱۳۰ keV احتمال حضور فوتونهای پراکنده افزایش می یابد و از انرژی حدود ۱۳۰ keV به بالا احتمال حضور فوتونهای پراکنده با شیب تندی کاهش می یابد. بطوریکه در انرژی مرکزی فوتوپیک (keV ۱۴۰) به حداقل مقدار خود می رسد. این مشاهده با اصول تئوریک که در آن اغلب فوتونهای ثبت شده در انرژی مرکزی فوتوپیک از نوع فوتونهای اولیه می باشند کاملاً سازگار است. چنانکه از نمودار پیداست در انرژیهای بالاتر از انرژی مرکزی فوتوپیک احتمال حضور فوتونهای پراکنده ناشی از پدیده تجمع پالس ناچیز می باشد. این مشاهده را اینگونه می توان توجیه کرد که تفاوت انرژی فوتون پراکنده با فوتون اولیه در انرژیهای پایین (keV ۱۴۰ برای ^{99m}Tc) و در زوایای کوچک کم بوده بطوریکه فوتون پراکنده انرژی نزدیکی به فوتون اولیه خواهد داشت. این فوتون اگر به صورت یک فوتون مستقل ثبت شود در ناحیه پائین فوتوپیک قرار می گیرد و اگر همراه فوتون دیگری ثبت شود از نظر سیستم فوتونی با انرژی خیلی بالا خواهد بود که در نواحی دور از فوتوپیک قرار می گیرد. و به آسانی توسط تحلیل گر ارتفاع پالس حذف می گردد. بنابراین در انتخاب پنجره انرژی حد پائین پنجره از اهمیت بیشتری برخوردار است. زیرا سمت بالای فوتوپیک اساساً پراکندگی کمتری از سمت پائین دارد. یک اشتباه کوچک در انتخاب حد پائین پنجره انرژی می تواند منجر به افزایش چشمگیر پرتوهای پراکنده بشود. در حالیکه اشتباه در حد بالا فقط منجر به کاهش حساسیت می شود و در ثبت پرتوهای پراکنده تأثیر

کمتر از ۵٪ تخمین زده می شود.

هسته ای را کاهش می دهد وجود پرتوهای پراکنده و ثبت آنها توسط دوربین است. فوتونهای پراکنده ثبت شده نه تنها اطلاعات مکانی تصویر را افزایش نمی دهند بلکه بواسطه داشتن توزیع تقریباً مستقل از توزیع پرتو دارو در بدن بیمار موجب کاهش کنتراست و خطای قابل توجه در کمی سازی تصویر می شوند. پرتوهای پراکنده عموماً ناشی از میانکشی کمپتون در بدن بیمار و تا حدودی در کولیماتور هستند. فوتونهای پراکنده به دلیل اینکه ارتباط یک به یک با محل تولید خود را از دست داده اند برای تصویر برداری با روشهای متداول پزشکی هسته ای مناسب نیستند و باید مقدار نسبی آنها در تصویر هر چه بیشتر کاهش داده شود.

با توجه به اینکه در پزشکی هسته ای از فوتونهای تکفام استفاده می شود، ساده ترین روش برای مقابله با پرتوهای پراکنده حذف فوتونهای است که انرژی آنها کمتر از انرژی مورد انتظار است. بدلیل ماهیت گتره ای پدیده های فیزیکی و آمار ضعیف در تبدیل فوتون گاما به فوتونهای نوری امکان اندازه گیری دقیق انرژی فوتونهای ورودی در تکنولوژی حاضر پزشکی هسته ای وجود ندارد. در نتیجه فوتونهای کاملاً مشابه موجب تولید سیگنالهای انرژی متفاوت می شوند. با توجه به اینکه مبنای تمایز سیگنالها انرژی آنهاست خطای موجود در سیگنالها موجب خطا در تمایز سیگنالها و در نتیجه خطا در تمایز فوتونهای اولیه و پراکنده می شود.

موثرترین عامل در تعیین قدرت تفکیک انرژی سیستم های آشکارساز بهره نوری (light yield) و زمان میرائی (decay time) کریستال است. بهره نوری کریستال NaI(Tl) بسیار مناسب اما زمان میرائی آن طولانی است. بکارگیری جایگزینی برای این کریستال با زمان میرائی کوتاه تر می تواند باعث افزایش قدرت تفکیک انرژی بشود. اگرچه آشکارسازهای نیمه هادی از این نظر می توانند سبب افزایش چشمگیر در قدرت تفکیک انرژی شوند اما به علت گرانی قیمت و برخی مشکلات فنی مورد استقبال قرار نگرفته اند.

بطور کلی برای کاهش ثبت فوتونهای پراکنده علاوه بر بهبود قدرت تفکیک انرژی، انتخاب مناسب پهنای پنجره انرژی برای سیستم پردازشگر بلندی پالس نیز ضروری است با توجه به امکانات تکنولوژیک و

تنها تفاوت روش انطباق آماری و روش تلاقی در انتخاب نقطه های آزمون است بطوریکه در روش انطباق آماری ملاک تفاوت معنی دار بین دو منحنی گوسی نرمال و منحنی واقعی می باشد و در روش تلاقی تقاطع هندسی دو منحنی پراکندگی برازشی و گوسی نرمال یا برازشی ملاک قرار گرفته است. محل تقاطع هندسی با روش درون یابی به دست آمده است. چنانکه نمودارهای ۳ نشان می دهند از نقطه تلاقی منحنی های برازش گوسی و پراکندگی به بعد احتمال حضور فوتونهای پراکنده بشدت کاهش می یابد. بر اساس این روش حد سمت چپ پنجره انرژی در تمام حالت ها بطور متوسط ۱۲۹ keV برآورد شده است.

بطور کلی در مقام مقایسه این ۳ روش، روش شروع نقاط انطباق آماری بدلیل اینکه فقط محدوده نرمال را در بر می گیرد و این محدوده بدست آمده یک محدوده باریک می باشد، بنابراین احتمال ثبت شدن فوتونهای پراکنده با این پنجره انرژی نسبت به محدوده های بدست آمده از دو روش دیگر کمتر می باشد. اما با این محدوده حساسیت سیستم تا حدودی کاهش می یابد. به عنوان نتیجه گیری کلی و به دلیل همخوانی بسیار خوب، میان محدوده های بدست آمده از روشهای تفاضل و تلاقی، جهت به حداقل رسانیدن پرتوهای پراکنده و همچنین حفظ حساسیت سیستم پهنای مناسب پنجره انرژی ۱۵٪ و متقارن پیشنهاد می گردد. بر اساس مشاهدات ما لزومی به انتخاب پنجره نامتقارن وجود ندارد. البته باید توجه داشت که مقادیر ذکر شده برای سیستم هائی است که قدرت تفکیک انرژی آنها در حد ۱۱٪ و کمتر باشد. برای سیستم هائی که قدرت تفکیک آنها کمتر است پهنای پنجره انرژی می تواند اندکی بیشتر باشد.

نتایج این تحقیق نشان می دهد که الگوریتم پیشنهادی قادر به تنظیم پهنای پنجره انرژی با توجه به میزان پرتوهای پراکنده است و چنانچه بصورت پویا بکار گرفته شود می تواند پهنای پنجره را بصورت خودکار با تغییر شرایط تغییر دهد. چنانچه امکان بکارگیری پویای الگوریتم وجود نداشته باشد توصیه می شود که در سیستم های جدید از پنجره انرژی ۱۵٪ استفاده گردد.

یکی از عوامل مهمی که کیفیت تصاویر پزشکی

شود. بطوریکه با افزایش پرتوهای پراکنده پهنای پنجره کاهش یابد و با کاهش آن پنجره بازتر شود. روش فوق بر این فرض استوار است که سیگنالهای انرژی مربوط به فوتونهای اولیه و سیگنالهای مربوط به فوتونهای پراکنده دارای توزیع کاملاً متفاوت هستند. در نتیجه می توان با روشهای مختلف ریاضی این دو توزیع را از یکدیگر جدا ساخت. روشی که در این تحقیق بکاربرده شده است جستجو برای برازش بهینه بر بیشترین تعداد نقاط بیناب انرژی در اطراف قله آن است. ملاک انتخاب بهترین برازش کمینه کردن میانگین مربعات بوده است که متداولترین روش برازش است.

نتایج این تحقیق نشان داد که در سیستم های نوین که دارای قدرت تفکیک انرژی ۱۰٪ و بهتر هستند پهنای پنجره انرژی ۱۵٪ بهتر از پنجره سنتی ۲۰٪ است. این نتیجه گیری بر اساس پذیرش حداکثر ۰۵٪ فوتون پراکنده است. ممکن است اینگونه تصور شود که هر گونه کاهش در پنجره انرژی سبب کاهش در حساسیت و کاهش شمارش و در نتیجه افزایش نوفه در تصویر می شود. در این مورد باید به سه نکته توجه داشت.

- توصیه فوق تنها در مورد سیستم های با قدرت تفکیک انرژی ۱۰٪ و بهتر است. در این سیستم ها قله بیناب انرژی کاملاً تیز است در نتیجه کوچک شدن پنجره سبب کاهش قابل توجه در آهنگ شمارش نمی شود بطوریکه با افزودن تنها چند ثانیه به زمان تصویر برداری کم شدن شمارش قابل جبران است.
- کاهش شمارش در شرایط فوق بطور عمده ناشی از کاهش پرتوهای پراکنده است و نه کاهش پرتوهای اولیه. در نتیجه کاهش شمارش منجر به افزایش کیفیت تصویر می شود و نه کاهش آن.
- کاهش مطلق شمارش با انتخاب پنجره ۱۵٪ موجب افزایش نوفه (noise) در تصویر نمی شود. زیرا شمارش مربوط به پرتوهای اولیه بطور محسوس کاهش نمی یابد بلکه همانگونه که ذکر شد کاهش شمارش عمدتاً ناشی از پرتوهای پراکنده است. بطور یقین وجود شمارش مربوط به پرتو پراکنده نمی

شرایط کاری، ساده ترین و ارزان ترین روش جهت کاهش پرتوهای پراکنده تنظیم دقیق تر سیستم پردازشگر بلندی پالس است. این سیستم فوتونهایی را که انرژی سیگنال مربوط به آنها در محدوده تعیین شده (پنجره انرژی) باشد می پذیرد و بقیه فوتونها را نادیده می گیرد (۶). پنجره انرژی را می توان به گونه ای تعیین کرد که بازه کوچکی از بیناب را بپوشاند و در نتیجه مقدار پرتوهای پراکنده ثبت شده به شدت کاهش یابد. اما این عمل سبب کاهش ثبت کل فوتونها شده، حساسیت سیستم کاهش می یابد. افزایش بیش از اندازه پهنای پنجره انرژی نیز سبب افزایش نسبی پرتوهای پراکنده و کاهش کیفیت تصاویر می شود. بنابراین حالت بهینه پنجره انرژی باید به گونه ای انتخاب شود که حداکثر فوتونهای اولیه و حداقل فوتونهای پراکنده ثبت گردند و همزمان حساسیت سیستم نیز حفظ شود. در این تحقیق فرض ما آن بوده است که شمارش مربوط به پرتوهای پراکنده نباید از ۰۵٪ کل شمارش ثبت شده تجاوز نماید. از نظر آماری این حد برابر پذیرش اطمینان ۹۵٪ است.

در حال حاضر بصورت سنتی برای اکثر شرایط تصویر برداری از پنجره انرژی متقارن ۲۰٪ استفاده می شود. به دلیل انرژی پائین (عموماً ۱۴۰ keV) تغییر در انرژی فوتونها در اثر پراکندگی حتی در زوایای نسبتاً بزرگ نیز ناچیز می باشد. بطوریکه احتمال ثبت فوتونهای پراکنده با زاویه ۵۰ درجه نیز در پنجره انرژی ۲۰٪ قابل توجه است.

نکته مهمی که عملاً در تعیین پنجره انرژی نادیده گرفته می شود آن است کسر پراکندگی و در نتیجه شکل بیناب انرژی تابع شرایط فیزیکی بیمار، نوع رادیودارو و سیستم تصویربرداری است. میزان پرتو پراکنده در یک بیمار فربه بسیار بیشتر از یک بیمار لاغر اندام است. در یک بیمار ثابت نیز کسر پراکندگی با زاویه تصویر برداری بطور محسوس تغییر می کند. انرژی فوتون مورد استفاده و چگونگی توزیع پرتودارو در بدن بیمار از عوامل مؤثر در مقدار نسبی پراکندگی هستند. بعلاوه قدرت تفکیک انرژی سیستمها نیز متفاوت است. هیچیک از عوامل فوق عملاً در تعیین پنجره انرژی در نظر گرفته نمی شود.

هدف از این تحقیق ارائه روشی است که بر اساس آن پنجره انرژی با استفاده از شکل بیناب انرژی تنظیم

پراکنده با انرژی برابر یا بزرگتر از فوتون اولیه بی معنی است. حتی اگر پراکندگی های متعدد نیز در نظر گرفته شوند احتمال دریافت همزمان دو یا چند فوتون (تجمع پالس) که مجموع انرژی آنها برابر یا بزرگتر از انرژی فوتون اولیه شود. در آهنگ های شمارش در شرایط بالینی بسیار ناچیز و قابل صرفنظر کردن است. در نتیجه از نیمی از قله بیناب انرژی همواره از توزیع گوسی تبعیت می کند. در الگوریتم بکار رفته همواره نیمه راست قله انرژی مبنای اصلی محاسبه قرار گرفته است.

تواند موجب کاهش نوفه تصویر باشد که حذف آن موجب افزایش نوفه شود. یکی دیگر از نکاتی که باید مورد توجه قرار گیرد آن است الگوریتم بکار رفته در این تحقیق در حالی می تواند صحت کامل داشته باشد که امکان برازش یک منحنی گوسی بر ناحیه اطراف قله بیناب انرژی وجود داشته باشد. به بیان دیگر میزان پرتو پراکنده در نزدیک قله بیناب انرژی قابل صرف نظر باشد. در این مورد باید ذکر کرد که چنانچه فقط فوتونهای یکبار پراکنده شده در نظر گرفته شوند کسر پراکندگی در قله بیناب انرژی و بالاتر از آن صفر است. زیرا تصور فوتون

منابع

- 1) Ljungberg M., and Strand S.E. Attenuation and scatter correction in SPECT for sources in a nonhomogeneous object: a Monte Carlo study. *J Nucl Med*, 1991; 32: 1278-1284.
- 2) Gilardi M.C., Bettinardi V., Todd-Pokropek A., Assessment and comparison of three scatter correction techniques in single-photon emission computed tomography. *J Nucl Med*, 1988; 29: 1971-1979.
- 3) Koral K.F., Wang X., Rogers W.L., SPECT Compton-scattering correction by analysis of energy spectra. *J Nucl Med*, 1988; 29:195-202.
- 4) Logan K.W., and McFarland W.D. Single photon scatter compensation by photopeak energy distribution analysis. *IEEE Trans Med Imaging* 1992; 11(2): 161-164.
- 5) Buvat I., Rodriguez-Villafuerte M., Todd-Pokropek A., Benali h., and Di Paola R., Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J Nucl Med* 1995; 36: 1476-1488.
- 6) Devito R.P., Hamill J.J., Treffert J.D., Energy-weighted acquisition of scintigraphic images using finite spatial filters. *J Nucl Med*, 1989; 30: 2029-2035.
- 7) Beekman F.J., Kamphuis C., King M.A., Van Rijk P.P., Viergever M.A. Improvement of image resolution and quantitative accuracy in clinical single photon emission computed tomography. *Comput Med Imaging Graph* 2001; 25:135-146.