

تصویربرداری برمسترونک از کبد با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

حسین رجیبی^۱ (Ph.D)، هادی طالشی آهنگری^{۲*} (Ph.D)

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۳/۲۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۸/۲۶

نویسنده مسئول، تلفن: ۰۹۱۲۷۱۰۱۷۷۲ taleshi@semums.ac.ir

چکیده

هدف: اغلب رادیوایزوتوپ‌های تابش‌کننده بتا و گاما که برای درمان مورد استفاده قرار می‌گیرند برای تصویربرداری مناسب نیستند. تصاویر برمسترونک یا دوربین گاما کمرا می‌تواند توزیع رادیونوکلئید درون ضایعه و خارج از آن را نشان دهد. پراکندگی‌های ثانویه از پرتوهای گامای انرژی‌های بالاتر و برمسترونک باعث آلودگی در پنجره انرژی و کاهش کنتراست تصاویر می‌شود و اعتبارسنجی کمی‌سازی تصاویر قابل انجام نیست. بنابراین صحت روش‌های تصحیح پراکندگی از اهمیت بالایی برخوردار است. با استفاده از روش پنجره انرژی می‌توان از طیف پهن برمسترونک بیش‌ترین میزان سیگنال به نویز را به‌دست آورد و با فیلتر ترمیم واینر کدرشدگی سیستم را تصحیح کرد.

مواد و روش‌ها: جهت انجام شبیه‌سازی‌ها و اعتبارسنجی سیستم از یک بطری آب محتوی رادیواری فسفر-۳۲ تصویربرداری صورت گرفت. کد مونت کارلوی GATE برای بررسی طیف پرتوهای برمسترونک فسفر ۳۲ درون کبد به‌کار رفت. شبیه‌سازی‌ها در حضور کولیماتور و بدون کولیماتور صورت گرفت و تابع کار کولیماتور محاسبه شد. همچنین از فانتوم زوبل برای مدل‌سازی از تصویربرداری کبد به‌کار گرفته شد. از فیلتر واینر به‌عنوان تصحیح‌کننده رزولوشن استفاده شد. یافته‌ها: علی‌رغم مقدار ناچیز الکترون‌های رسیده به کولیماتور طیف قابل توجهی تولید می‌شود. تابع کار و تصویر شبیه‌سازی شده کبد محاسبه شد. پس از استفاده از فیلتر واینر تغییر معنی‌داری در رزولوشن مشاهده نشد. نتیجه‌گیری: طیف انرژی پرتوهای برمسترونک پس از برخورد به کولیماتور تغییر شکل می‌یابد. همچنین، نوع بافت و اندازه بیمار در شکل طیف انرژی تأثیرگذار است. نتایج نشان داد که تصویربرداری گاما کمرا و کمی‌سازی از رادیواری فسفر-۳۲ در کبد، قابل انجام است. هیچ دلیل قانع‌کننده‌ای برای این‌که نشان دهد فیلتر واینر در تصویربرداری پلنار مفید است، به‌دست نیامد.

واژه‌های کلیدی: پزشکی هسته‌ای، برمسترونک، مونت کارلو، کبد، فسفر-۳۲

مقدمه

می‌سازد. در بعضی مواقع فوتون گاما ساطع نمی‌شود. در این حالت تصویربرداری بسیار مشکل است. رادیونوکلئیدهای مهم در تریای نظیر P-32 و Sr-89 و Y-90 فقط تابش‌کننده بتا هستند. در این موارد توزیع رادیونوکلئید تنها با تصویربرداری برمسترونک به‌دست می‌آید [۵-۷].

اغلب رادیوایزوتوپ‌های تابش‌کننده بتا و گاما که برای درمان مورد استفاده قرار می‌گیرند برای تصویربرداری مناسب نیستند. اولین مورد انرژی تابش‌کننده‌های گاما می‌باشد. دوربین‌های گاما برای تصویربرداری فوتون‌های 150keV بهینه شده‌اند، در حالی‌که به‌عنوان مثال تابش گامای I-131 در 364keV می‌باشد. در کولیماتورهای استاندارد نفوذ از دیواره و رزولوشن باید در نظر گرفته شود. زیرا در انرژی‌های بالاتر باعث کاهش کنتراست می‌شود و کنتراست از بین می‌رود. همچنین اگر کولیماتور انرژی بالا به‌کار ببریم باعث کاهش

ابعاد و اندازه تومور مهم‌ترین پارامتر برای انتخاب ماده پرتوهای مناسب برای درمان است. قدرت نفوذ ساطع‌کننده‌های بتا با انرژی متوسط مثل ^{131}I و ^{177}Lu برابر با ۱-۱/۵ mm و با انرژی بالا مانند ^{90}Y و ^{188}Re تا ۱۱ mm می‌باشد [۲]. ساطع‌کننده‌های بتای پرتوهای قادر به واگذاری انرژی به چندین هزار سلول توموری هستند. این نکته را هم باید مد نظر قرار داد که هر چه انرژی بتا بیشتر شود عمق نفوذ در بافت بیشتر شده و به همان نسبت بافت‌های سالم اطراف سلول‌های سرطانی هم تابش بیشتری می‌گیرند [۳].

در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای در رادیونوکلئیدتریای، صحت کمی‌سازی با تصویر برای اهداف دزیمتری بسیار مهم است [۴]. در صورتی که تصویربرداری در حین تریای اغلب با فوتون‌های با انرژی بالا انجام می‌شود که کمی‌سازی را دشوار

کریستال و یا پرتو ایکس تولید شده در کولیماتور باشد. بنابراین تصحیح پراکندگی بر اساس چندین پنجره انرژی نمی‌تواند مورد استفاده قرار گیرد و مدل‌های تقریبی مورد نیاز است [۱۱-۱۳].

کیفیت تصویر در تصویربرداری برمشرالونگ بسیار پایین است و اندام‌ها قابل دیدن نیستند. در این حالت تصویربرداری‌های چند مدالیته مانند SPECT-CT قابلیت بالایی دارند. علاوه بر این تصویر CT برای اصلاح تضعیف نیز می‌تواند به‌کار رود. در مطالعه‌ای که در سال ۱۹۹۷ چاپ شد به بررسی تصاویر برمشرالونگ به همراه کانتور سی تی پرداخته شد و در غیاب تصاویر سی تی از منابع پراکندگی ثانویه-Tc^{99m} به‌عنوان مشخص‌کننده کانتور بدن در SPECT برمشرالونگ پیشنهاد شده بود. با این حال در تحقیق آن‌ها تصاویر برمشرالونگ به تنهایی مورد تحقیق قرار نگرفت [۵].

رادیوایزوتوپ فسفر ۳۲ یک تابش‌کننده بتا با نیمه عمر ۱۴ روز می‌باشد. ماکزیم انرژی پرتوهای بتا ۱.71 MeV و میانگین انرژی آن 0.695 MeV است. در درمان‌های درون حفره‌ای از فسفر ۳۲ به‌صورت کلوییدی استفاده می‌شود [۹]. علی‌رغم این که روش استفاده شده در این مطالعه وابسته به نوع رادیونوکلوئید مورد استفاده نمی‌باشد ولی با توجه به شرایط دسترسی از فسفر-۳۲ به‌عنوان رادیونوکلید مناسب درمانی، جهت بررسی و مطالعه برای شبیه‌سازی و محاسبات استفاده شده است.

امروزه کدهای مونت‌کارلو و شبیه‌سازهای متعددی برای PET و SPECT توسعه یافته‌اند اما هیچ‌یک را نمی‌توان به‌عنوان کدی استاندارد برای شبیه‌سازی مونت‌کارلو در پزشکی هسته‌ای اشاره نمود. کد GATE که بر پایه کد GEANT4 می‌باشد به هدف استفاده جهت یک کد دقیق و استاندارد و با قابلیت‌های عالی در پزشکی هسته‌ای طراحی شده است. از جمله ویژگی‌های بارز کد GATE می‌توان شبیه‌سازی پدیده‌های وابسته به زمان چون حرکت آشکارساز، حرکت بیمار، واپاشی رادیو اکتیویته، زمان مرگ آشکارساز، زمان پرواز و ... نام برد [۱۴-۱۸].

هدف از این مطالعه بررسی طیف پهن پرتوهای برمشرالونگ ساطع شده از کبد می‌باشد. با توجه به این‌که فوتون‌های برمشرالونگ آشکار شده بسیار کم‌تر از تصویربرداری‌های معمول در تصاویر SPECT می‌باشد، بنابراین کیفیت تصویر بسیار نامطلوب بوده و نیاز به روش‌هایی برای افزایش نسبت سیگنال به نویز می‌باشد. به همین دلیل تحقیق حاضر جهت بررسی و افزایش کیفیت تصویر انجام گرفته است. همچنین به معرفی پنجره انرژی بهینه برای تصویربرداری برمشرالونگ از کبد می‌پردازد.

رزولوشن می‌شود. علاوه بر این ضخامت کریستال نیز در جذب فوتون‌ها و حساسیت اهمیت بسزایی دارد و در انرژی‌های بالاتر حساسیت کاهش می‌یابد.

بعضی از رادیونوکلوئیدها در چندین انرژی گاما تابش می‌کنند. حتی اگر فقط در یک سطح انرژی گاما تابش کنند، برمشرالونگ تولیدی از بتا در رنج وسیعی از انرژی‌ها ایجاد می‌شود. پراکندگی‌های ثانویه از پرتوهای گامای انرژی‌های بالاتر و برمشرالونگ باعث آلودگی در پنجره انرژی و کاهش کنتراست تصاویر می‌شود و اعتبارسنجی کمی‌سازی تصاویر قابل انجام نیست. بنابراین صحت روش‌های تصحیح پراکندگی از اهمیت بالایی برخوردار است. همچنین لازم به ذکر است که فوتون‌های با انرژی بالا سهم عمده‌ای در کل آشکارسازی‌ها دارد، هر چند فراوانی آن‌ها پایین باشد. زیرا که کولیماتورهای مورد استفاده برای انرژی‌های پایین بهینه‌سازی شده است. کولیماتور به‌طور موثری فوتون‌های کم انرژی را متوقف می‌کند در حالی‌که تاثیر چندانی در متوقف ساختن فوتون‌های پرانرژی ندارد. زیرا فوتون‌های پرانرژی از میان دیواره نفوذ می‌کنند. فوتون‌های پرانرژی از دیواره نفوذ می‌کنند و در کریستال پراکنده شده و سهم عمده‌ای از فوتون‌های آشکار شده را در پنجره فوتویک تشکیل می‌دهند [۸].

کمی‌سازی تصویربرداری برمشرالونگ مشکلاتی دارد و مقالات متعددی به ارزیابی و بررسی احتمال کمی‌سازی SPECT از Y-90 با استفاده از مونت‌کارلو و مطالعات فانتومی پرداختند. همچنین برای کمی‌سازی برمشرالونگ تولیدی از P-32 نیز مطالعاتی انجام شده است [۹]. ذرات بتا دارای اکتیویته بالایی هستند تا بتوانند برای اهداف درمانی مورد استفاده قرار گیرند بنابراین برمشرالونگ تولید شده سیستم دوربین گاما را به حالت فلج‌شونده می‌برد و این مشکل بزرگی است. در حالی‌که برای تصویربرداری تشخیصی اکتیویته به اندازه کافی پایین در نظر گرفته می‌شود. بنابراین باید تصحیح وابسته به اکتیویته برای زمان مرده دوربین صورت گیرد تا بتوان تصویربرداری درمانی را انجام داد [۷، ۱۰].

برخلاف تابش‌کننده‌های گاما، طیف انرژی برمشرالونگ بسیار پیچیده و بدون فوتویک شناخته شده‌ای است. بنابراین انتخاب پنجره انرژی مناسب مشکل است و موضوع تحقیق گروه‌های تحقیقاتی بسیاری می‌باشد. شبیه‌سازی مونت‌کارلو در کمی‌سازی تصویربرداری می‌تواند بسیار مفید باشد، زیرا که تاریخچه و برخوردهای هر فوتون آشکار شده می‌تواند ذخیره و مورد مطالعه قرار گیرد. کانت جمع‌آوری شده در هر پنجره انرژی می‌تواند به‌صورت عمود بر کولیماتور و یا آشکارساز باشد و یا این‌که فوتون پراکنده از بیمار یا کولیماتور و یا

مواد و روش‌ها

در طیف پهن پرتوهای برمشتراولونگ شمارش چندانی حاصل نخواهد شد. هم‌چنین انتخاب کولیماتور و پنجره انرژی به دلیل طیف پهن انرژی بسیار پیچیده خواهد بود.

در مرحله اول جهت انجام شبیه‌سازی‌ها باید اعتبارسنجی سیستم تصویربرداری صورت گیرد، به همین منظور از یک بطری آب محتوی رادیوداروی فسفر- 32 تصویربرداری صورت گرفت. قطر بطری پر از آب ۵ سانتی‌متر و ارتفاع آن ۲۰ سانتی‌متر و رادیوداروی فسفر- 32 تزریقی ۲۰۰ میکروکوری بود. تصویربرداری در بیمارستان ولیعصر (عج) تهران با دستگاه ADAC و با کولیماتور VXGP صورت گرفت. طیف انرژی به دست آمده از سیستم و شبیه‌سازی مورد مطالعه قرار گرفت. مطابق با مطالعات انجام شده پنجره انرژی در سه بازه $100\text{KeV} < 100-185 \text{KeV}$ و $185 \text{Kev} <$ در نظر گرفته شد و طیف انرژی در مدت زمان ۶ دقیقه ثبت شد [۸،۱۱].

هندسه ذکر شده عیناً در شبیه‌ساز GATE در نظر گرفته شد و شبیه‌سازی‌ها در حضور کولیماتور و بدون کولیماتور صورت گرفت.

برای تعریف طیف بتای فسفر- 32 یک توزیع از انرژی‌های مختلف مطابق با سایت منابع دز پرتوی (Radiation dose assessment resource (RADAR)) در نظر گرفته شد. در قسمت رفتارهای فیزیکی، رد الکترون و برهمکنش‌های برمشتراولونگ مورد نیاز بود و باید در نظر گرفته می‌شد. با این حال کات آف الکترون ۱۰ کیلو الکترون ولت و فوتون ۱ کیلو الکترون ولت به صورت پیش فرض شبیه‌سازی تصویربرداری در نظر گرفته شد.

در مرحله بعد برای محاسبه پنجره انرژی جهت تصویربرداری تابع کار کولیماتور محاسبه شد. طیف انرژی تصویر در حضور کولیماتور و بدون کولیماتور محاسبه و رسم شد. سپس با استفاده از معادلات ماتریسی تابع کار محاسبه شد.

$$\begin{aligned} A^T X &= B^T \\ X &= A^T \setminus B^T \end{aligned}$$

در صورتی که A ماتریس طیف انرژی برمشتراولونگ قبل از رسیدن به کولیماتور باشد و B ماتریس طیف انرژی رسیده به کریستال باشد، می‌توان برطبق معادله داده شده تابع کار کولیماتور را محاسبه کرد. به عبارتی دیگر X ماتریس تابع کار کولیماتور می‌باشد. این معادله یک محاسبه بسیار دقیق می‌باشد و برخلاف معادلات کنولوشن تخمینی از تابع کار نخواهد بود.

برای درک بهتر تغییر تابع کار کولیماتور دو شبیه‌سازی از رادیوداروی فسفر 32 با یک میلیارد ذره اولیه صورت گرفت. فانتوم مورد استفاده در این قسمت فانتوم انسان نماي Zubal می‌باشد که به صورت رایگان در دسترس می‌باشد. این فانتوم

بر اساس تصاویر CT از یک انسان بالغ تهیه شده و ۵۰ نوع بافت مختلف در آن تعریف شده است که هر بافت با یک عدد صحیح غیر منفی دلخواه نمایش داده شده است. فانتوم زوبل با ابعاد $128 * 80 * 140$ و رزولوشن هر وکسل $4 * 4 * 4 \text{ mm}^3$ با عمق پیکسل ۸ بیت ساخته شده بود. هم‌چنین رادیوداروی تزریقی در بافت کبد مقداردهی شده بود. پنجره انرژی در شبیه‌سازی اول با توجه به مطالعات قبلی تا 100KeV در نظر گرفته شده بود. در شبیه‌سازی دوم پنجره انرژی پهن از $20\text{KeV}-2000\text{KeV}$ در نظر گرفته شده بود.

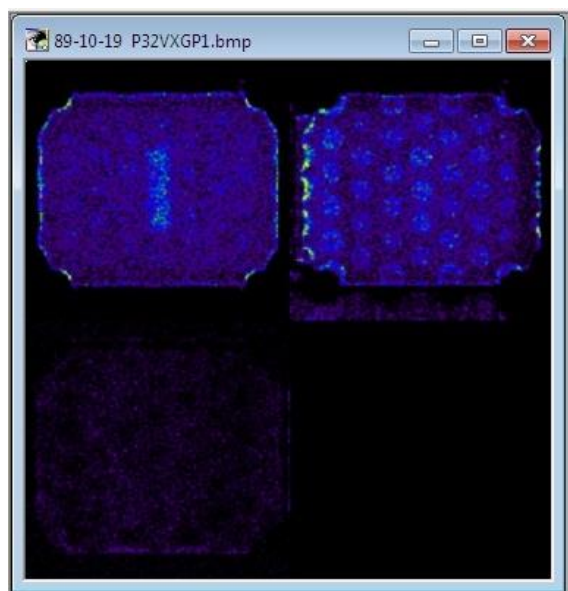
حال برای محاسبه تابع کار کولیماتور باید در دو شبیه‌سازی جداگانه طیف انرژی برمشتراولونگ قبل از رسیدن به کولیماتور و بعد از عبور از کولیماتور به دست می‌آمد. نتایج حاصله با استفاده از خروجی ROOT ذخیره و سپس محاسبات مربوط به تابع کار با کمک نرم‌افزار MATLAB صورت گرفت.

در قدم آخر تصویربرداری برمشتراولونگ از کبد با ۱ میلیارد ذره اولیه صورت می‌گیرد. در این تصویربرداری با توجه به نمودارهای به دست آمده و تابع کار کولیماتور پنجره انرژی $20-190\text{KeV}$ پیشنهاد و تصویر مربوطه نشان داده می‌شود.

برای مقایسه کیفیت تصاویر نسبت سیگنال به نویز در تصاویر کبد محاسبه و مقایسه می‌شوند. نسبت سیگنال به نویز میزان اکتیویته صحیح در مقابل نفوذ از دیواره را نیز نشان می‌دهد.

جهت محاسبه سیگنال به نویز، شمارش دو منطقه در تصویر را محاسبه می‌کنیم. منطقه اول ناحیه‌ای که بیش‌تر سیگنال صحیح داریم. این ناحیه در تصاویر در محور X تصویر بین پیکسل‌های ۱۷۰ تا ۱۹۰ و در محور Y تصویر بین پیکسل‌های ۱۹۰ تا ۲۱۰ در نظر گرفته شده است. هم‌چنین ناحیه نویز ناحیه‌ای است که بیش‌تر نویز در آن ثبت شده است در راستای محور X پیکسل‌های ۳۰ تا ۴۰ و در راستای محور Y بین پیکسل‌های ۱۴۰ تا ۱۵۵ در نظر گرفته شده است.

هم‌چنین در نهایت با توجه به این‌که در اکثر مطالعات از فیلتر واینر به‌عنوان تصحیح‌کننده رزولوشن نام برده شده و استفاده می‌شود [۷،۵]، مطالعه‌ای در این خصوص صورت گرفت. در این قسمت پروفایل تصویر یک منبع نقطه‌ای از تابش برمشتراولونگ و نیز تصویر فیلتر شده از آن مورد سنجش قرار گرفت. اثبات شده است که فیلتر واینر می‌تواند اثر کدرشدگی ناشی از پراکندگی فوتون و نفوذ از کولیماتور، در تابش‌کننده‌های تک فوتون انرژی‌های پایین و متوسط را ترمیم کند. به همین دلیل برای تابش‌کننده‌های با انرژی بالا نیز به‌کار رفت. کاربرد این فیلتر در تصویربرداری اشعه ترمزی نیز مورد بررسی قرار گرفت. فیلتر واینر از مینیمم‌سازی خطای مربع میانگین بین



شکل ۱. تصویر یک بطری آب در سه پنجره انرژی دوربین گاما

همان‌طور که مشاهده می‌شود در طیف حاصله از شبیه‌سازی مطابق با هندسه دستگاه یک پیک ثانویه در طیف انرژی وجود داشت. به همین دلیل به بررسی و تحلیل پیک ثانویه طیف برمشترالونگ حاصله پرداخته شد. در شبیه‌سازی‌های دستگاه با مشخصات قبلی و بدون کولیماتور انجام شد. طیف انرژی نشان داده شده نشان می‌دهد که پیک ثانویه وجود ندارد. شبیه‌سازی دیگری صورت گرفته شد تا طیف انرژی پرتوهای برمشترالونگ ناشی از سرب به‌دست آید. در شبیه‌سازی به‌جای فانتوم بطری آب، از بطری سربی با قطر ۵ سانتی‌متر و ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر و در حالت بدون کولیماتور تصویربرداری صورت گرفت. طیف انرژی حاصله نشان داد که برمشترالونگ ناشی از سرب منطبق با پیک ثانویه در تصویربرداری دستگاه با کولیماتور می‌باشد. علی‌رغم مقدار ناچیز الکترون‌های رسیده به کولیماتور طیف قابل توجهی تولید می‌شود.

در مرحله بعد برای مقایسه، دو شبیه‌سازی از فانتوم زوبل و با اکتیویته تزریقی درون کبد صورت گرفت. هدف از این کار نشان دادن میزان تاثیر پنجره انرژی در کیفیت تصاویر می‌باشد.

تصاویر ترمیم شده و تابع جسم در مقیاس بهینه شده استفاده می‌کند. فیلترینگ واینر از به‌صورت قیاسی تخمینی از جسم و طیف توان نویز که باعث تنزل تصویر می‌شود بهره می‌گیرد. تابع انتقال فیلتر واینر به‌صورت

$$W(u, v) = \frac{1}{H(u, v)}$$

که $P_n(u, v)$ و $P_f(u, v)$ به ترتیب طیف توان نویز و طیف توان سیگنال هستند. $H(u, v)$ تابع انتقال در مقادیر فرکانسی گسسته u و v می‌باشد. اگر PSF (Point Source Function) ثابت و به‌صورت شعاعی متقارن فرض شود، آنگاه $H(u, v)$ می‌تواند با سیستم تک‌بعدی (Modulation Transfer MTF Function) جایگزین شود و فیلتر ورودی می‌تواند به یک‌بعدی تجزیه شود.

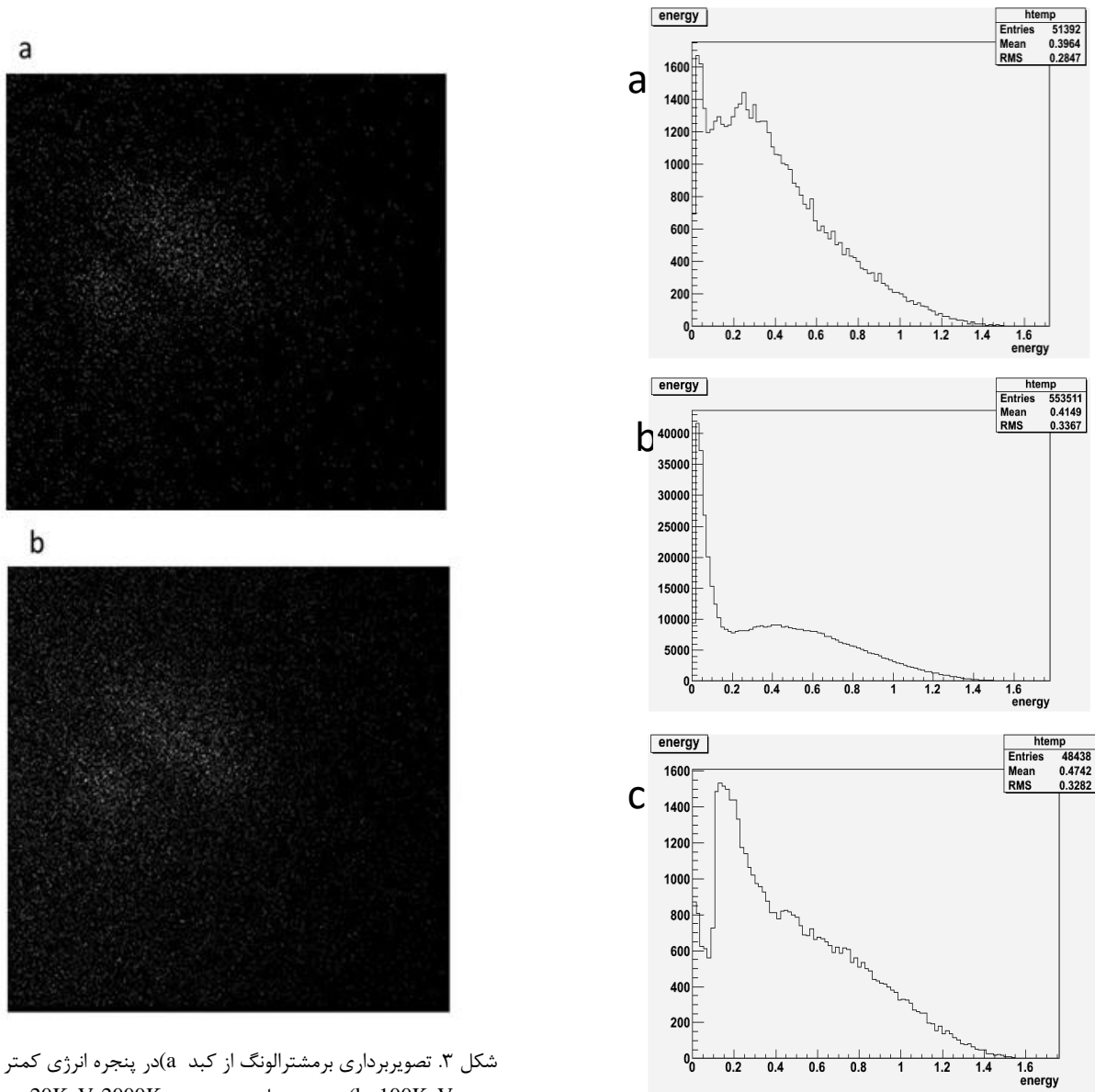
$$W(f_r) = \frac{1}{MTF(f_r)} \cdot \frac{|MTF(f_r)|^2}{|MTF(f_r)|^2 + \frac{P_n(f_r)}{P_r(f_r)}}$$

که f_r فرکانس شعاعی است. ذکر این نکته ضروری است که فیلتر می‌تواند به‌صورت تولید یک فیلتر معکوس با فیلتر پایین گذر مورد بررسی قرار گیرد که برای نسبت نویز به سیگنال در هر فرکانس در نظر گرفته شود. برای تصاویر با نسبت نویز به سیگنال پایین، فیلتر معکوس را کاهش می‌دهد. در مقادیر فرکانسی که نویز قالب است ترم نویز به سیگنال قالب خواهد بود و فرض می‌شود که فیلتر مشخصه پایین گذر دارد. در این حالت، فیلتر توافق خوبی با خواص طیفی تصویر دارد. در این‌جا فقط فیلتر برای محیط پراکننده ایده‌آل و منابع فانتوم کروی گسسته بهینه شده‌اند.

برای مقایسه‌های انجام شده از آزمون‌های پیرسون و ناپارامتری ویلکسون و paired t-test استفاده شده است. تمامی آزمون‌های آماری و مقایسه‌های انجام شده با استفاده از نرم‌افزار Excel 2013 و نرم‌افزار SPSSv16 انجام شده است [۲۰، ۱۹].

نتایج

شکل ۱ تصویر یک بطری آب به‌صورت پلنار در ۶۰۰ ثانیه و در سه پنجره انرژی $100\text{KeV} >$ و $100-185\text{ KeV}$ و $185\text{KeV} <$ می‌باشد.



شکل ۳. تصویربرداری برمستراولونگ از کبد (a) در پنجره انرژی کمتر از 20KeV-2000Kev (b) در پنجره انرژی پهن 100KeV

در مرحله بعد، شبیه‌سازی دیگری با فانتوم زوبل صورت گرفت که پنجره انرژی پیشنهادی بین 20-190KeV برای تصویربرداری مورد استفاده قرار گرفت.

پس از شبیه‌سازی‌ها در مرحله بعد نسبت سیگنال به نویز در تصاویر محاسبه و مورد مقایسه قرار گرفت. نسبت سیگنال به نویز در سه پنجره انرژی مورد استفاده، در جدول ۱ نشان داده شده است.

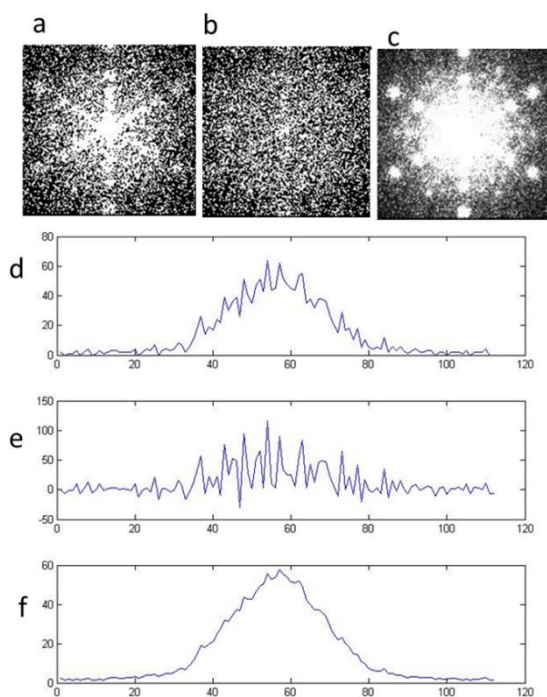
جدول ۱. محاسبه نسبت سیگنال به نویز

پنجره انرژی	20-2000 Kev	20-190 KeV	20-100 KeV
میزان کل کانت جمع آوری شده	~ 40*1000	~15*1000	~8*1000
نسبت سیگنال به نویز	7.4	21.6	19.6

شکل ۲. طیف انرژی برمستراولونگ حاصله از یک بطری محتوی رادیوداروی فسفر-۳۲ در کد شبیه ساز GATE. (a) بطری آب با هندسه دستگاه دوربین گاما (b) بطری آب با هندسه دستگاه دوربین گاما بدون کولیماتور (c) بطری سربی با هندسه دستگاه دوربین گاما بدون کولیماتور

در شکل ۳ دو تصویر با شمارش متفاوت و رزولوشن متفاوت از توزیع رادیوداروی فسفر-۳۲ از کبد به دست آمده است. به همین منظور به بررسی طیف انرژی در حالت حضور کولیماتور و بدون حضور کولیماتور می‌پردازیم. پس از نرمالیزه کردن دو طیف انرژی، آن‌ها را به صورت دو ماتریس نوشتیم تا بتوانیم تابع کار را محاسبه کنیم.

نمودار طیف انرژی در حضور کولیماتور و بدون کولیماتور در تصویربرداری کبد تا انرژی 193KeV بر هم نهی دارند و پس از این انرژی، طیف B مجدداً افزایش می‌یابد.



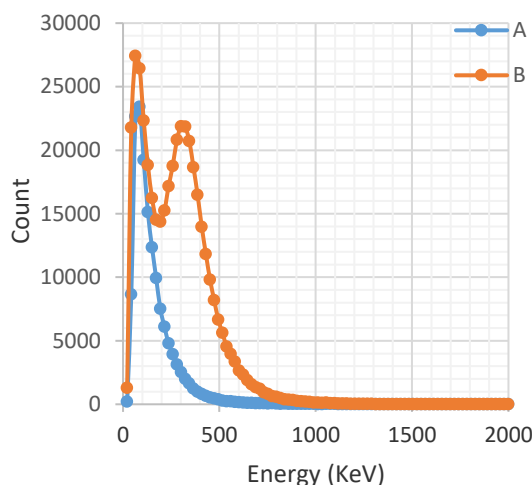
شکل ۶. برمشتراونگ منبع نقطه ای (a) تصویر بدون اعمال فیلتر (b) تصویر با حذف آرتیفکت PSF (c) تصویر با اعمال فیلتر واینر (d) پروفایل بدون اعمال فیلتر (e) پروفایل با حذف آرتیفکت PSF (f) پروفایل با اعمال فیلتر واینر

بحث و نتیجه‌گیری

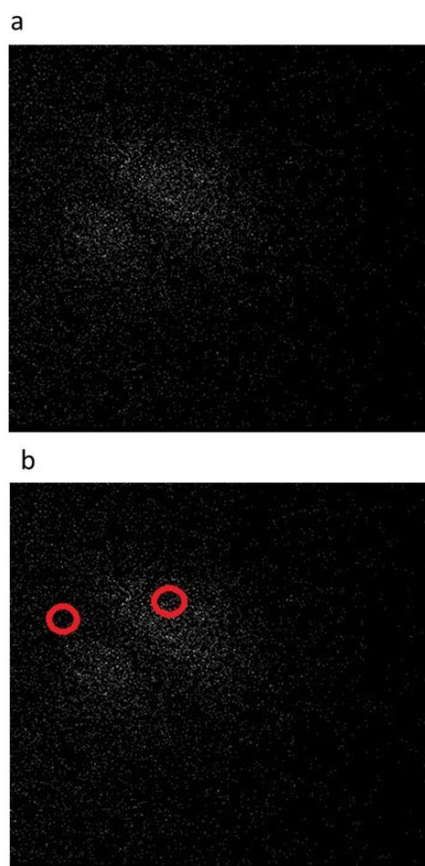
در این تحقیق به بررسی و مطالعه پنجره انرژی در تصویربرداری برمشتراونگ پرداخته شد. به همین منظور در ابتدا برای اعتبارسنجی ست آب شبیه‌سازی از یک بطری آب تصویربرداری برمشتراونگ صورت گرفت. همان‌طور که در نتایج هم ذکر شد طیف انرژی پرتوهای برمشتراونگ پس از برخورد به کولیماتور تغییر شکل می‌یابد. در مطالعات بعدی از کبد نیز به این نکته اشاره شده است.

جهت تعیین و تنظیم پنجره انرژی در تصویربرداری اشعه ترمزی، در ابتدا، مطابق با مطالعات گذشته بهترین پنجره انرژی مورد ارزیابی قرار گرفت. از فانتوم مورد نظر به صورت عملی و در شبیه‌سازی تصویربرداری صورت گرفت. ابتدا تصور بر این بود که پیک ثانویه پراکندگی‌های حاصل از اشعه ترمزی با کولیماتور می‌باشد. به همین دلیل تصویربرداری از یک بطری آب برای بررسی طیف نفوذ از دیواره و اشعه ترمزی صورت گرفت. نتایج نشان داد که طیف اشعه ترمزی حین عبور از کولیماتور تغییری ندارد. با این حال الکترون‌های رسیده به کولیماتور با طیف اشعه ترمزی فانتوم برهم نهی خواهند داشت. هر چند فوتون‌های بیش‌تری در پنجره پهن‌تر آشکار می‌شوند ولی تفاوت در کولیماتورهای MEGP و HEGP بسیار خواهد

مطابق با تحقیقات انجام شده پیشنهاد شده بود که از فیلتر واینر برای بهبود رزولوشن استفاده شود. به همین منظور از دستورات MATLAB برای محاسبه فیلتر واینر استفاده شد. پس از محاسبه FWHM نتایج زیر حاصل شد. با استفاده از فیلتر واینر، تغییر کیفیت تصویر مشاهده نشد.



شکل ۴. محاسبه ماتریس A و B برای بدست آوردن ماتریس کار کولیماتور



شکل ۵. (a) تصویربرداری برمشتراونگ از کبد در پنجره انرژی پهن (b) نواحی محاسبه نسبت سیگنال به نویز در سه پنجره تصویربرداری

نشان دهد فیلتر واینر در تصویربرداری پلنار مفید است، به دست نیامد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بخشی از پایان نامه دوره دکتری فیزیک پزشکی مصوب دانشگاه تربیت مدرس تهران می باشد که نویسندگان از حمایت های آنان تشکر می نمایند.

منابع

- [1] Minarik D, Sjögren-Gleisner K, Linden O, Wingårdh K, Tennvall J, Strand SE, Ljungberg M. 90Y bremsstrahlung imaging for absorbed-dose assessment in high-dose radioimmunotherapy. *J Nucl Med* 2010; 51: 1974-1978.
- [2] Nayak D, Lahiri S. Application of radioisotopes in the field of nuclear medicine. *J Radio Nucl Chem* 1999; 242: 423-432.
- [3] Kowalsky RJ, Falen SW, Kowalsky R. Radiopharmaceuticals in nuclear pharmacy and nuclear medicine: Forrester Center, WV; American Pharmacists Association; 2004.
- [4] Bardiès M, Flux G, Lassmann M, Monsieurs M, Savolainen S, Strand SE. Quantitative imaging for clinical dosimetry. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 2006; 569: 467-471.
- [5] Parsai EI, Ayyangar KM, Döbelbower RR, Siegel JA. Clinical fusion of three-dimensional images using bremsstrahlung SPECT and CT. *J Nucl Med* 1997; 38: 319-324.
- [6] Cipriani C, Atzei G, Argirò G, Boemi S, Shukla. S, Rossi G, et al. Gamma camera imaging of osseous metastatic lesions by strontium-89 bremsstrahlung. *Eur J Nucl Med* 1997; 24: 1356-1361.
- [7] Siegel JA. Quantitative bremsstrahlung SPECT imaging: attenuation-corrected activity determination. *J Nucl Med* 1994; 35: 1213-1216.
- [8] Assié K, Gardin I, Vera P, Buvat I. Validation of the monte carlo simulator GATE for indium-111 imaging. *Phys Med Biol* 2005; 50: 3113-3125.
- [9] Balachandran S, McGuire L, Flanigan S, Shah H, Boyd C. Bremsstrahlung imaging after 32P treatment for residual suprasellar cyst. *Int J Nucl Med Biol* 1985; 12: 215-221.
- [10] Stabin MG, Eckerman KF, Ryman JC, Williams LE. Bremsstrahlung radiation dose in yttrium-90 therapy applications. *J Nucl Med* 1994; 35: 1377-1380.
- [11] Ito S, Kurosawa H, Kasahara H, Teraoka S, Ariga E, Deji S, et al. 90Y bremsstrahlung emission computed tomography using gamma cameras. *Ann Nucl Med* 2009; 23: 257-267.
- [12] Heard S, Flux GD, Guy MJ, Ott RJ, editors. Monte Carlo simulation of 90Y bremsstrahlung imaging. *Nucl Sci Symp Conf Rec IEEE*; 2004.
- [13] Fabbri C, Sarti G, Cremonesi M, Ferrari M, Dia AD, Agostini M, et al. Quantitative analysis of 90Y bremsstrahlung SPECT-CT images for application to 3D patient-specific dosimetry. *Cancer Biother Radiopharm* 2009; 24: 145-154.
- [14] Stabin M, Flux G. Internal dosimetry as a tool for radiation protection of the patient in nuclear medicine. *Biomed Imaging Interv J* 2007; 3: e28.
- [15] Grevillot L, Bertrand D, Dessy F, Freud N, Sarrut D. GATE as a GEANT4-based Monte Carlo platform for the evaluation of proton pencil beam scanning treatment plans. *Phys Med Biol* 2012; 57: 4223-4244.
- [16] Amako K, Guatelli S, Ivanchenko V, Maire M, Mascialino B, Murakami K, et al. Geant4 and its validation. *Nucl Phys B-Proc Suppl* 2006; 150: 44-49.
- [17] Maigne L, Perrot Y, Schaart DR, Donnarieix D, Breton V. Comparison of GATE/GEANT4 with EGSnrc and MCNP for electron dose calculations at energies between 15 keV and 20 MeV. *Phys Med Biol* 2011; 56: 811.
- [18] Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce P, et al. GEANT4—a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2003; 506: 250-303.
- [19] Barzegar Ziarani M, Bakhshandeh M, bakhshian-Farsani M, Bakhshandeh E, Shakeri N. Review and performance

بود. با افزایش پهنای پنجره انرژی، حساسیت نیز برای هر کولیماتور افزایش می یابد. نکته ای که در این جا می توان گفت این است که تفاوت چندانی بین رزولوشن سیستم با تغییرات پنجره انرژی وجود ندارد.

با بررسی مطالعات گذشته به این نتیجه رسیدیم که در کولیماتور HEGP در تصویربرداری اشعه ترمزی، هنگامی که پنجره انرژی افزایش می یابد نسبت سیگنال به پس زمینه کاهش می یابد. در بهترین شرایط تصویربرداری حساسیت در هوا سه مرتبه در کولیماتور LEAP بزرگ تر از MEGP یا HEGP است. هنگامی که امکان افزایش کانت سیگنال و یا زمان تصویربرداری وجود ندارد، بهترین روش برای افزایش نسبت سیگنال به نویز، حذف نویز می باشد. واضح است که بیشترین میزان نویز که در طیف اشعه ترمزی اعمال می شود، اشعه ترمزی حاصل از کولیماتور است. بهترین پنجره انرژی در تصویربرداری اشعه ترمزی بین 20-200 keV پیشنهاد می شود. البته این مقدار در اندام های مختلف نیاز به بررسی دقیق تری دارد.

در این تحقیق به بررسی و مطالعه پنجره انرژی در تصویربرداری اشعه ترمزی پرداخته شد. همان طور که در نتایج هم ذکر شد طیف انرژی پرتوهای اشعه ترمزی پس از برخورد به کولیماتور تغییر شکل می یابد. پس از مطالعات صورت گرفته این نتیجه گیری شد که نوع بافت در شکل طیف انرژی تأثیرگذار است. هم چنین ضخامت بیمار نیز در میزان ارتفاع پیک طیف مؤثر است. با این حال میزان اکسترمم بین دو پیک در تصویربرداری کبد با حضور کولیماتور در حدود 193 KeV تغییری نمی کند. به این معنا که طیف انرژی در حضور کولیماتور و بدون کولیماتور تغییر چندانی ندارد و بعد از این مقدار است که طیف اشعه ترمزی حاصله از کولیماتور نیز به طیف اشعه ترمزی کبد اضافه شده و موجب تغییر شمارش و تغییر شکل انرژی خواهد شد. به همین دلیل و با مقایسه با نتایج تجربی به نظر می رسد که پنجره مورد استفاده در تصویربرداری اشعه ترمزی کبد باید در بازه انرژی 20-193 KeV باشد. با این حال به دلیل خطا و نیز تغییر ابعاد و ضخامت بیمار حداکثر پنجره انرژی 190 KeV پیشنهاد می گردد. نسبت سیگنال به نویز نیز در سه پنجره انرژی پیشنهادی محاسبه شد و نشان داده شد که پنجره انرژی پیشنهادی علاوه بر افزایش نسبت سیگنال به نویز میزان کانت جمع آوری شده را تا حدود ۲ برابر افزایش می دهد. هم چنین در مطالعات گذشته برای بهبود رزولوشن و کیفیت تصویر پیشنهاد می شد که از فیلتر واینر بعد از تصویربرداری استفاده شود. در این مطالعه پس از بررسی و مطالعه فیلتر واینر به این نتیجه رسیدیم که فیلتر واینر جهت منبع نقطه ای نیز چندان مفید نخواهد بود. علاوه بر این هیچ دلیل قانع کننده ای برای این که

radionuclide by Geant4 and its comparison with MCNP5 Monte Carlo codes and MIRDS published data. Koomesh 2019; 21: 567-575. (Persian).

comparison of lead-free shields and lead shields, in terms of biological effects in nuclear medicine by the comet method. Koomesh 2018; 2: 792-799. (Persian).

[20] Tajik-mansoury MA, Taleshi Ahangari H, Rajabi H, Jadidi M. Evaluation of cellular S-value of auger electrons emitting ^{111}In

Bremsstrahlung imaging from the liver using the Monte Carlo simulation

Hossein Rajabi (Ph.D)¹, Hadi Taleshi Ahangari (Ph.D)^{*2}

1 – Dept. of Medical Physics, Faculty of Medicine, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2 – Dept. of Medical Physics, Faculty of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

* Corresponding author. +98 9127101772 taleshi@semums.ac.ir

Received: 19 Jun 2019; Accepted: 17 Nov 2019

Introduction: Most beta and gamma radiation radioisotopes used for treatment are not suitable for imaging. The bremsstrahlung images on a conventional gamma camera helped to localize the radionuclide within and outside of the lesion. Secondary scattering of gamma rays of higher energy and bremsstrahlung causes contamination in the energy window and reducing the contrast and resolution of the images and the quantization validation of the images cannot be performed. Therefore, the accuracy of scatter correction methods is of great importance. The method involves the use of energy window, empirically selected broad bremsstrahlung energy to enhance the signal to noise ratio and a wiener restoration filter to compensate for system blur.

Materials and Methods: To simulate and validate the system, a water bottle containing Phosphorus-32 (P32) radio was taken. GATE package was used to determine the spectrum of bremsstrahlung radiation from P32 inside the liver and Zubal phantom was used to model a liver. Importantly, simulations were performed in the presence of a collimator without collimator and the collimator function was calculated. Zubal Phantom was also used to model liver imaging. The Wiener filter was used as a resolution adjuster.

Results: Despite the small number of electrons reaching the collimator, a considerable spectrum is produced. Collimator function and simulated liver image were calculated. No significant change in resolution was observed after using the Wiener filter.

Conclusion: The energy spectrum of the beams was altered after collimation to the collimator. Also, the shape of the energy spectrum was influenced by the type of tissue and size of the patient. The results had shown that planar gamma camera imaging and quantitation of P32 can be done. There is no compelling reason to suggest that the Wiener filter is useful in planning a Plane.

Keywords: Nuclear Medicine, Bremsstrahlung, Monte Carlo, Liver, Phosphorus-32.
