

بهینه سازی تصویربرداری نگراری رایانه ای نشر تک فوتونی از طریق تغییرات سخت افزاری با شبیه سازی مونت کارلو

محمد تقی بحرینی طوسی^۱، جلیل پیرایش اسلامیان^{۲*}، مهدی مؤمن نژاد^۳، سیدرسول زکوی^۴، رامین صادقی^۵، مایکل لجونبرگ^۶

۱- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

۳- استادیار گروه پزشکی هسته ای، مرکز آموزشی و درمانی امام رضا(ع) دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۴- دانشیار گروه پزشکی هسته ای، مرکز آموزشی و درمانی امام رضا(ع) دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۵- استاد گروه فیزیک تشعشع پزشکی دانشگاه لوند، لوند، سوئد

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۴/۷

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۲/۱۰

چکیده

مقدمه: داده های توزیع رادیودارو که در روش برش نگراری رایانه ای نشر تک فوتونی (SPECT) برای بازسازی تصویری بکاربرده می شوند تحت تاثیر عواملی از قبیل تضعیف و پراکندگی پرتوهای گاما، ساختار همخط ساز، شیوه پردازش داده ها، حرکت بیمار و نحوه تصفیه رادیودارو از اندام هدف دستخوش تغییراتی می شوند. اینگونه تغییرات، بازسازی دقیق تصویر SPECT را کاملاً مشکل میسازند. شبیه سازی سیستم SPECT راهی را برای ارزیابی تاثیر این عوامل در کیفیت تصویر فراهم می کند.

مواد و روشها: ابتدا از برنامه SIMIND مونت کارلو برای شبیه سازی سیستم SPECT زمینس مدل E.CAM استفاده شد و تعیین صحت شبیه سازی از طریق مقایسه پارامترهای عملکردی دو سیستم واقعی و شبیه سازی شده انجام گرفت. سپس این سیستم برای شبیه سازی اسکن های SPECT فانتوم های همگن و ناهمگن و کسلی همراه با تغییرات سخت افزاری در بخش های کریستال و روکش محافظ آشکارساز، مجموعه مواد پشت آشکارساز و همچنین همخط ساز LEGR بکاربرده شد. نتایج بدست آمده از این شبیه سازی ها با نتایج اسکن های سیستم بدون تغییرات سخت افزاری مورد مقایسه قرار گرفت. کیفیت تصویر با مقایسه شاخص تشابه ساختاری (SSIM)، کنتراست و تفکیک فضایی تصویر ارزیابی شد.

نتایج: طیف های انرژی حاصل از دو سیستم واقعی و شبیه سازی شده، نواحی پیک طیفی مشابهی را نشان دادند. مقادیر پهنای طیف انرژی در نصف حداکثر ارتفاع (FWHM) برای سیستم های واقعی و شبیه سازی شده به ترتیب ۱۳/۵۸ و ۱۳/۹۲ کیلو الکترون ولت، همچنین تفکیک انرژی به ترتیب ۹/۶۱ و ۹/۹۵ درصد و حساسیت سیستم ها ۸۵/۱۱ و ۸۵/۳۹ به واحد cps/MBq بدست آمد. سیستم شبیه سازی شده با تغییرات سخت افزاری شامل یک کریستال آشکارساز از جنس NaI(Tl) به ضخامت ۰/۹۴۴ سانتیمتر، روکش آلومینیومی به ضخامت ۰/۲۴ سانتیمتر، لایه ای ۴/۵ سانتیمتری از پیرکس به عنوان ماده پشت کریستال و همخط ساز موزای از جنس آلیاژ سرب- تنگستن با ضخامت ۲/۴۰۵ سانتیمتر پارامترهای عملکردی بهتری را در مقایسه با سیستم بدون تغییر ارائه داد.

بحث و نتیجه گیری: در پژوهش حاضر سیستم SPECT زمینس مدل E.CAM با کد SIMIND مونت کارلو شبیه سازی شد. نتایج حاصل از اسکن های سیستم شبیه سازی شده، توافق خوبی با نتایج تجربی نشان دادند. یافته ها مشخص نمود که تغییرات سخت افزاری اشاره شده در سیستم تصویربرداری می تواند در بهینه سازی پارامترهای عملکردی سیستم نقش مؤثری ایفا کند. اکنون این سیستم می تواند در انجام بررسی های تکمیلی بهینه سازی تصاویر پزشکی هسته ای مورد استفاده قرار داده شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۲، پیاپی (۲۷)، تابستان ۸۹: ۹-۲۰)

واژگان کلیدی: سیستم تصویربرداری SPECT، برنامه SIMIND، شبیه سازی مونت کارلو، فانتوم

* نویسنده مسؤول: جلیل پیرایش اسلامیان

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز.

pirayeshj@tbzmed.ac.ir

تبریز.

تلفن و دورنگار: ۳۳۶۴۶۶۰ (۴۱۱) ۹۸+

۱- مقدمه

تصویربرداری پزشکی هسته ای از قبیل تصویربرداری صفحه ای [۷]، SPECT [۸-۱۲]، برش نگاری نشرپوزیترونی^۵ (PET) [۱۳-۱۶] و برش نگاری نشرچندگانه^۱ (MET) [۱۷] کاربرد پیدا کرده است. مدل کردن آشکارساز و طراحی سیستم [۱۸]، همخط ساز [۱۹]، بازسازی تصویر و روش های تصحیح پراکندگی، دوزیمتری داخلی، کنترل کیفی و مدلسازی کینتیک^۶ رادیودارویی با مونت کارلو صورت گرفته است [۲۰]. روش مونت کارلو امکان طراحی رایانه ای سخت افزاری سیستم تصویربرداری را داراست [۲۱]. بنابراین با استفاده از روش مونت کارلو و بدون نیاز به تغییر دادن مرحله به مرحله قطعات سخت افزاری سیستم تصویربرداری که با تجربه و خطاهای مکرر همراه خواهد بود، میتوان به طرحی بهینه رسید. در پژوهش حاضر قصد بر آن بود با استفاده از کد شبیه سازی سازی SIMIND مونت کارلو، تاثیر تغییرات سخت افزار یک سیستم تصویربرداری SPECT جهت امکان سنتزی بهبود تصاویر اسکن مورد مطالعه قرار گیرد.

۲- مواد و روشها

الف) شبیه سازی سیستم تصویربرداری

در این پژوهش، کد SIMIND مونت کارلو نسخه ۴/۸ سال ۲۰۰۹ [۹] برای شبیه سازی سیستم تصویربرداری SPECT زیمنس مدل E.CAM ساخت کشور آلمان [۲۲] مورد استفاده قرار گرفت. این برنامه جزو برنامه های اختصاصی برای شبیه سازی یک سیستم استاندارد SPECT محسوب می شود و قابلیت اجرا در اکثر رایانه های بزرگ و حتی رایانه های شخصی را دارا میباشد. برنامه SIMIND در واقع از دو زیر برنامه تشکیل میشود: برنامه Change، که پارامترهای شبیه سازی در این بخش وارد می شوند و برنامه SIMIND که در واقع با استفاده از اطلاعات بخش اول، شبیه سازی را انجام می دهد. برنامه با

در تصویربرداری به روش برش نگاری رایانه ای نشترتک فوتونی^۱ (SPECT)، طرح سه بعدی توزیع رادیودارو در محیط زنده^۲ مورد مطالعه قرار میگیرد. طرح توزیع رادیودارو متاثر از عملکرد فیزیولوژیک اندام مورد نظر است و بنابراین بطور عمده طرحی عملکردی محسوب میشود. وقوع واکنش های پراکندگی پرتو، کیفیت همخط ساز پرتوها، جنس ماده آشکارساز، مراحل تکثیر فوتونی و همچنین گستره پنجره انرژی انتخابی در تصویربرداری پزشکی هسته ای بعنوان پارامترهای حائز اهمیت در بدست آوردن تصویری با قدرت تفکیک^۳ و کنتراست^۴ بالا جهت تشخیص صحیح محسوب می شوند [۱-۳]. یکی از اهداف فیزیک پزشکی در زمینه تحقیقات تصویربرداری پزشکی هسته ای، بهینه سازی طراحی سیستم های تصویربرداری و افزودن بر دقت کمی و کیفی تصاویر بازسازی شده پزشکی میباشد. از این عوامل میتوان ویژگیهای فیزیکی آشکارساز [۴]، طرح همخط ساز و گنتری [۵]، الگوریتم های بازسازی تصویر، جبران پراکندگی و تضعیف را نام برد. روش های مختلفی برای افزودن بر کیفیت تصاویر در پزشکی هسته ای بکار گرفته شده است و تحقیقات در این زمینه همچنان ادامه دارد [۱]. تعداد زیادی از این روش ها مبنای ابزاری و سخت افزاری دارند [۴ و ۶]. لیکن اینگونه تحقیقات مستلزم صرف زمان و هزینه های هنگفت میباشد. برای غلبه بر این موانع از روش های شبیه سازی رایانه ای بهره گرفته میشود. روش مونت کارلو برای حل مسائل مربوط به فرایندهای آماری و تصادفی بطور گسترده بکاربرده میشود و در فیزیک پزشکی نیز بسیار مفید و قابل استفاده می باشد چون که انتشار پرتوها، فرایندهای آشکارسازی و تبدیل فوتونی از ماهیتی تصادفی برخوردارند. روش مونت کارلو در تمامی زمینه های

¹ Single Photon Emission Tomography

² In Vivo

³ Resolution

⁴ Contrast

⁵ Positron Emission Tomography

⁶ Multiple Emission Tomography

⁷ Kinetics of radiopharmaceuticals

۴) همخط ساز: سه ماده سرب، آلیاژسرب- تنگستن و آلیاژسرب- آنتیموان به عنوان همخط ساز LEHR^۲ و ۱۱ ضخامت همخط سازسرب- آنتیموان (دربازه ۲/۴۰۰- ۲/۴۱۰ سانتیمتر).

با انجام هرکدام از تغییرات ذکرشده در بخش های مختلف سخت افزار سیستم شبیه سازی شده، اسکن های SPECT از فانتوم های Jaszczack و NCAT^۳ (اسکن NCAT) (اسکن های میوکارد سالم و با ناحیه سرد ۱۰ میلیمتری در دیواره خارجی بطن چپ قلب، ریه با ناحیه سرد ۱۰ میلیمتری در بخش فوقانی میانی ریه راست و کبد با دو ناحیه سرد و داغ ۱۰ میلیمتری در بخش میانی کبد فانتوم) شبیه سازی شدند.

داده های اسکن های حاصل برای مقایسه کیفیت تصاویر، پارامترهای عملکردی و فراوانی انواع واکنش های فوتونی سیستم ها در قبل و بعد از تغییرات سخت افزاری مورد استفاده قرار گرفت. برای مقایسه کیفیت تصاویر اسکن فانتوم های آزمون، از روش بازسازی تصاویر مرکز تشخیصی این پژوهش [روش FBP^۴ و فیلتر باترورث (با ضریب ۵ و فرکانس قطع ۰/۴)]^۵ در نرم افزار سیستم تصویربرداری مرکز (e-soft) استفاده شد. مقایسه به دو صورت کیفی (تفسیر تشخیصی تصاویر اسکن ها توسط دو نفر پزشک متخصص پزشکی هسته ای) و کمی (مقایسه تفاوت کیفیت پارامترهای تصاویر اسکن ها شامل میزان روشنی، کنتراست، تفاوت ساختار، با استفاده از الگوریتم مقایسه تصاویر SSIM^۵ [۲۳]) انجام گرفت. الگوریتم SSIM باختصار پارامترهای ذکرشده بین دو تصویر (تصویر مرجع و تصویر آزمون) را طبق رابطه (۱) مورد مقایسه قرار می دهد و نتیجه را بصورت کمی نمایش می دهد. بلوک دیاگرام شکل (۱) مراحل انجام این مقایسه را نشان می دهد. سرانجام با تعیین ویژگی مناسب برای

دارا بودن انواع تکنیک های کاهش واریانس قابلیت شبیه سازی تضعیف غیریکنواخت در فانتوم های وکسلی را دارد. بعد از شبیه سازی سیستم تصویربرداری، اسکن های تجربی و شبیه سازی برای چشمه نقطه ای ^{۹۹m}Tc (به قطر ۲ میلیمتر و اکتیویته ۰/۱ میلی کوری)، خطی ^{۹۹m}Tc (به قطر داخلی ۱/۵ و طول ۳۰۰ میلیمتر با اکتیویته ۱ میلی کوری) و فانتوم Jaszczack دولوکس TM (مدل ECT/DLX/P) با اجسام سرد (اکتیویته ۱۵ میلی کوری) اجرا گردید. سپس پارامترهای عملکردی دو سیستم شامل: پهنای طیف انرژی در نصف حداکثر ارتفاع (FWHM)^۱، قدرت تفکیک انرژی، قدرت تفکیک فضائی، حساسیت آشکارسازی و پارامترهای تصویری، بر مبنای داده های اسکن ها محاسبه و سیستم شبیه سازی شده تعیین صحت گردید.

ب) تغییرات سخت افزاری

بعد از شبیه سازی و تعیین صحت سیستم، تاثیر تغییرات ساختاری (جنس و ضخامت) در چهار بخش مهم سخت افزار سیستم شبیه سازی شده (شامل کریستال آشکارساز، محافظ کریستال آشکارساز، مجموعه مواد پشت کریستال و همخط ساز LEHR) در محدوده مقادیر سیستم مورد آزمون، مورد مطالعه قرار گرفت. مطالعه شامل تغییرات سیستم بشرح زیر بود:

۱) کریستال آشکارساز: چهار ماده کریستال آشکارساز [CsI(Tl) و LaBr₃.BGO، NaI(Tl)] و ۲۱ و ضخامت کریستال آشکارساز NaI(Tl) (دربازه ۰/۹۴۰ - ۰/۹۶۰ سانتیمتر).

۲) روکش محافظ کریستال آشکارساز: پنج نوع روکش محافظ کریستال آشکارساز (آلومینیوم، مس، پیرکس، لوسیت و تفلون) و ۲۱ ضخامت محافظ آلومینیومی (دربازه ۰/۲۰ - ۰/۳۰ سانتیمتر).

۳) ماده پشت کریستال آشکارساز: نوزده ضخامت پیرکس به عنوان ماده پس پراکننده (دربازه ۱/۰ - ۱۰ سانتیمتر).

^۱ Full Width at Half Maximum

^۲ Low Energy High Resolution

^۳ NURBS-based Cardiac-Torso (NCAT) phantom

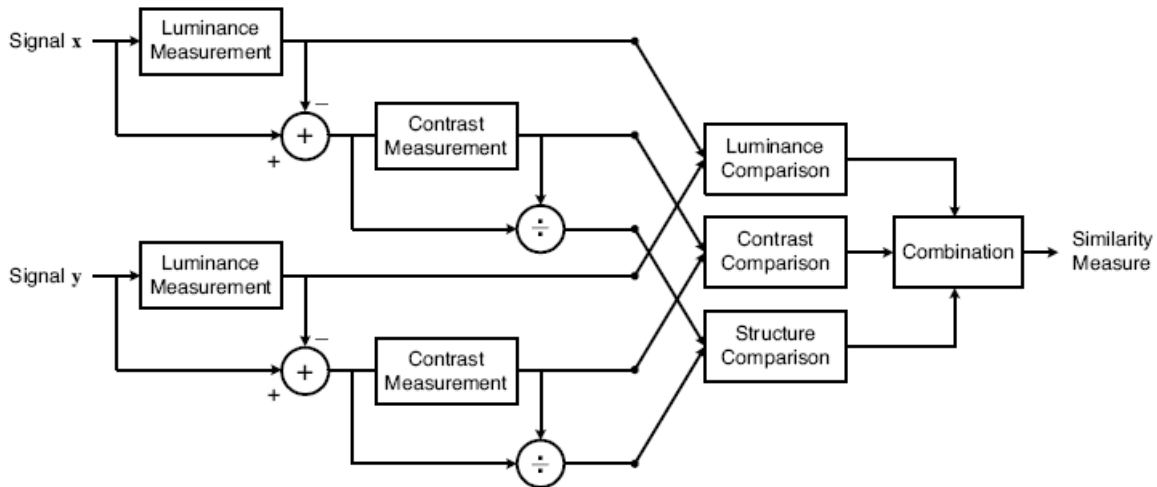
^۴ Filtered Back Projection

^۵ Structural SIMilarity index

در این رابطه، μ_x و μ_y متوسط مقادیر روشنی تصاویر، σ_x و σ_y مقادیر کنتراست و نسبت اختلاف روشنی به کنتراست در این رابطه بیانگر اختلاف ساختار می باشد.

سخت افزار سیستم، شبیه سازی اسکن های آزمون با سیستم تصویربرداری نهائی برای مقایسه پارامترهای عملکردی سیستم های تجربی و نهایی انجام گرفت.

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (1)$$



شکل ۱- بلوک دیاگرام الگوریتم مقایسه تصاویر SSIM

در این مطالعه در مجموع ۴۲۸ مورد اسکن فانتوم های آزمون با سیستم شبیه سازی شده با برنامه SIMIND مونت کارلو انجام گرفت. از این تعداد، ۱۷۲ مورد به فانتوم Jaszczak (اسکن های با اجسام داغ و سرد)، ۸۴ مورد اسکن اندام های ریه (با نقص پرفیوژن ریه راست)، ۸۶ مورد اسکن قلب (با نقص پرفیوژن بطن چپ) و ۸۶ مورد اسکن کبد (با دو ناحیه سرد و داغ) فانتوم NCAT برای انجام بررسی تاثیر تغییرات سخت افزار سیستم تصویربرداری بر کیفیت تصاویر مربوط می شد.

داده های تاثیر نوع وضخامت بخش های مختلف سیستم تصویربرداری بر پارامترهای عملکردی سیستم (جدول ۲) و همچنین مقایسه کیفیت تصاویر اسکن های آزمون با استفاده از الگوریتم SSIM و تفسیر تشخیصی تصاویر، مقادیر بهینه برای بخش های سخت افزاری سیستم تصویربرداری را مطابق مشخصات جدول (۳) بدست داد.

۳- نتایج

الف) شبیه سازی سیستم تصویربرداری

جدول (۱) پارامترهای عملکردی اسکن های تجربی و شبیه سازی شده چشمه های نقطه ای و خطی ^{99m}Tc با سیستم های تصویربرداری SPECT آزمون را ارائه می کند.

جدول ۱- پارامترهای عملکردی سیستم های تصویربرداری واقعی و شبیه سازی شده برای اسکن چشمه نقطه ای ^{99m}Tc

پارامتر عملکردی سیستم تصویربرداری	تفکیک		FWHM (KeV)	حساسیت (cps/MBq)
	فضائی (mm)*	انرژی (%)		
زیمنس مدل E.CAM	۸۵/۱۱	۹/۶۱	۱۳/۵۸	۸۳۱
شبیه سازی شده	۸۵/۳۹	۹/۹۵	۱۳/۹۲	۸۳۰

* در فاصله ۱۰ سانتیمتری از همخط ساز LEHR.

جزئیات بیشتر در مورد این بخش از نتایج در مقاله بحرینی طوسی و همکاران [۲۴] ارائه شده است.

ب) تغییرات سخت افزاری

جدول ۲- پارامترهای عملکردی سیستم های تصویربرداری SPECT آزمون* و نهایی** شبیه سازی شده با SIMIND برای اسکن چشمه نقطه ای

۹۹mTc				شرایط اسکن	پارامتر
بدون پراکندگی		با پراکندگی			
آزمون	نهایی	آزمون	نهایی		
۸۵/۳۹	۸۵/۴۵	۸۳/۰۷	۸۳/۴۸	حساسیت (cpm/MBq)	محاسبه ای آشکارساز کارائی
۰/۹۲	۰/۹۲	۰/۹۲	۰/۹۲		
۷/۹۰	۷/۸۱	۸۳۰	۸۲۰	تفکیک فضائی (mm)	محاسبه ای تصویر
۱۳/۹۲	۱۳/۶۵	۱۴/۰۱	۱۳/۸۳	FWHM (کیلوکترن ولت)	نتایج طیف انرژی
۹/۹۵	۹/۲	۱۰/۰۱	۹/۸۱	تفکیک انرژی (درصد)	
۳۱۶	۳۱۶	۳۰۷	۳۰۹	فراوانی فوتوالکتریک	فراوانی کمپتون
۴۸/۱۹	۴۷/۶۲	۵۶/۹۳	۵۶/۶۸	نسبت قله به پراکندگی کمپتون	
-	-	۰/۰۰۹۷	۰/۰۰۹۸	نسبت پراکندگی به فوتون های اولیه	نتایج پراکندگی

* بدون تغییرات سخت افزاری

** با تغییرات سخت افزاری

جدول ۳- داده های مقایسه ای مربوط به نوع مواد و ضخامت بخش های سخت افزاری سیستم های تصویربرداری SPECT آزمون* و نهایی**

شبیه سازی شده با SIMIND					
پارامتر		ضخامت ساختار (سانتیمتر)		نوع ساختار	
آزمون	نهایی	محافظة	محافظة	همخط ساز	محافظة
۰/۹۵۰	۰/۹۴۴	۲/۴۰۵	۲/۴۰۵	کرستال (LEHR)	کرستال (LEHR)
۰/۲۰	۰/۲۴	۶	۴/۵	ماده پست	کرستال
۰/۷۳۷۱	۰/۷۳۷۱	۰/۰۵۹۵۱	۰/۰۷۵۴۰	کرستال	کرستال
۰/۹۵۰	۰/۹۴۴	۲/۴۰۵	۲/۴۰۵	کرستال (LEHR)	کرستال (LEHR)
۰/۲۰	۰/۲۴	۶	۴/۵	ماده پست	کرستال
۰/۷۳۷۱	۰/۷۳۷۱	۰/۰۵۹۵۱	۰/۰۷۵۴۰	کرستال	کرستال

* بدون تغییرات سخت افزاری

** با تغییرات سخت افزاری

۴- بحث

تغییرات سخت افزاری) نسبت به اسکن های مشابه در سیستم اولیه (سیستم شبیه سازی شده بدون اعمال تغییرات سخت افزاری) به ترتیب برای میزان روشنی، کنتراست، ساختار و MS-SSIM عبارتند از: ۰/۰۲۹۵۰، ۰/۰۷۳۷۱، ۰/۰۵۹۵۱ و ۰/۰۷۵۴۰. از نقطه نظر تاثیرات پارامتریک یافته های کمی به نفع سیستم تصویربرداری نهایی می باشد، بررسی تغییرات طیف های انرژی اسکن چشمه نقطه ای (شکل ۲) در سیستم های واقعی، شبیه سازی شده با و بدون انجام تغییرات ساختاری، کاهش فراوانی پس پراکندگی در طیف و ناحیه پراکندگی کمپتونی نشانه خوبی از لحاظ بهبود پارامتریک دسته پرتوهای حاوی اطلاعات تصویری می باشد. کاهش فراوانی پرتوهای پراکنده در طیف انرژی سیستم (عامل مهم در بهینه سازی تصویر) از یک طرف و همچنین بهبود هرچند ناچیز

نتایج شبیه سازی اسکن های فانتوم های آزمون با سیستم نهایی، تغییرات مثبت در پارامترهای عملکردی سیستم (جدول ۲) را نشان می دهد. به طوری که بهبود پارامترهای محاسبه ای آشکارساز شامل حساسیت و کارائی به ترتیب به میزان ۰/۰۷ و ۰/۳۱۳ درصد و تفکیک فضائی ۱/۱۳۹ درصد بوده است. به همین صورت مقایسه نتایج مقادیر مربوط به طیف انرژی شامل FWHM، تفکیک انرژی، فراوانی واکنش های فوتوالکتریک، کمپتون و نسبت حداکثر منحنی به میزان پراکندگی کمپتون (Peak/Compton) بهبود مقادیر را به ترتیب ۱/۹۴، ۷/۵۳۷، صفر، ۱/۱۸۳ و ۱/۲۶ درصد نشان می دهد. میزان بهبود شاخص های کمی برای مقایسه کیفیت تصاویر اسکن های سیستم نهایی (سیستم شبیه سازی شده با اعمال

شده از اسکن های مربوط به سیستم تصویربرداری بعد از اعمال تغییرات سخت افزاری، بصورت افزایش قابلیت تمایز لبه دیفکت ها در اندام های مورد آزمون قابل مشاهده است. بهبود هرچند اندک در شاخص های میزان روشنی، کنتراست و همچنین MS-SSIM می تواند یکی دیگر از جمله دلایل افزایش قابلیت مشاهده دیفکت ها محسوب شود. ولیکن بخاطر بهبود اندک قدرت تفکیک، تصاویر اسکن های سیستم نهایی تغییرات قابل مشاهده ای را در بررسی تشخیصی نشان نمیدهند. به همین دلیل بررسی تشخیصی تصاویر (مقایسه کیفی) اختلاف بارزی از نظر بهبود قابلیت آشکار سازی در تصاویر را به همراه ندارد (جدول ۴).

قدرت تفکیک سیستم در تصاویر حاصل از اسکن های سیستم نهایی، بصورت تغییر بهینه در قابلیت آشکار سازی ضایعات در بررسی تشخیصی مطرح بوده است. در شکل (۳) مقایسه ای بین تصاویر بازسازی شده اسکن های SPECT اندام های مورد آزمون فانتوم NCAT و همچنین شرایط داغ و سرد اجسام میله ای فانتوم Jaszczack از لحاظ قابلیت آشکار سازی سیستم تصویربرداری با وبدون اعمال مجموعه تغییرات سخت افزاری انجام گرفته است. مناطق حاوی دیفکت اکتیویته در اندام های فانتوم NCAT توسط فلشهایی روی تصاویر برش عرضی مشخص شده است. تاثیر کاهش میزان پراکندگی در آشکار سازی دیفکت ها در تصاویر بازسازی

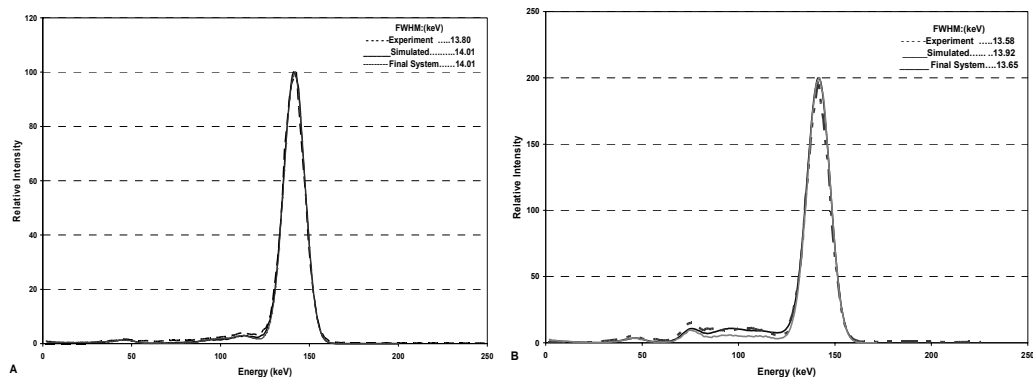
جدول ۴- داده های مقایسه ای بررسی تشخیصی کیفیت آشکار سازی تصاویر اسکن SPECT فانتوم NCAT برای سیستم تصویربرداری SPECT آزمون* و نهایی** شبیه سازی شده با SIMIND

ارگان هدف					سیستم تصویربرداری	بررسی کننده
Jaszczak	Lung	Liver	Permyocard	آزمون		
برابری مرجع	برابری مرجع	برابری مرجع	برابری مرجع #	آزمون	پزشک ۱	
بهبتر از مرجع	بهبتر از مرجع	برابری مرجع	بهبتر از مرجع	نهایی		
برابری مرجع	برابری مرجع	برابری مرجع	برابری مرجع	آزمون	پزشک ۲	
برابری مرجع	برابری مرجع	برابری مرجع	بهبتر از مرجع	نهایی		

* بدون تغییرات سخت افزاری

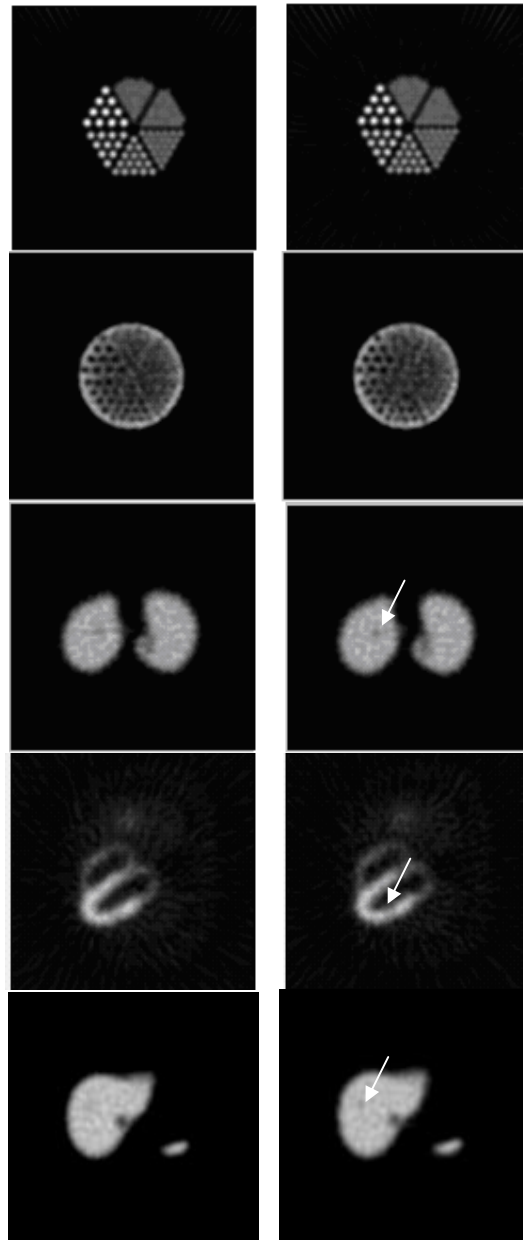
** با تغییرات سخت افزاری

تصویر توزیع اکتیویته و ضرایب تضعیف در فانتوم (تصویر CT) به عنوان تصویر مرجع می باشد.



شکل ۲- طیف واکنش گامای تک انرژی ۱۴۰ کیلو الکترون ولتی برای اسکن چشمه نقطه ای ^{99m}Tc . (الف) طیف انرژی بدون همخط ساز LEHR، (ب) طیف انرژی با همخط ساز LEHR. برای سیستم های واقعی (منقطع) شبیه سازی شده بدون اعمال تغییرات سخت افزاری (پیوسته پرنگ) و با اعمال تغییرات سخت افزاری (پیوسته کم رنگ)

در خصوص تاثیر هر کدام از ساختارهای مورد مطالعه در نتایج آزمون‌ها می‌توان گفت که نتایج مربوط به تاثیر تغییرات همخط ساز سیستم تصویربرداری بر پارامترهای عملکردی و همچنین کیفیت تصاویر اسکن‌های فانتوم‌های آزمون نشان می‌دهد که در بین سه ماده مورد بررسی برای جنس همخط ساز، آلایژی متشکل از سرب و آنتیموان با ضخامت $2/405$ سانتیمتر (از بین ۱۱ ضخامت آزمون) به عنوان همخط ساز LEHR، برای حذف دسته پرتوهای پراکنده و همچنین یکدست سازی دسته پرتوهای حاوی اطلاعات توزیع اکتیویته در اندام هدف مناسب است. مطالعات انجام گرفته در این زمینه مؤید آنست که ویژگیهای همخط ساز در بدست آوردن تصویری مطلوب از اندام هدف نقش اساسی را ایفا میکنند [۲۵-۲۷]. مقایسه تاثیر ضخامت‌های مختلف همخط ساز بر میزان فراوانی واکنش‌های فوتونی بصورت کاهش فراوانی واکنش‌های فوتونی متناسب با افزایش ضخامت همخط ساز در هر پنج دسته اسکن SPECT، بیانگر تاثیر غیرقابل انکار همخط ساز بر دسته پرتوهای حاوی اطلاعات تصویری می‌باشد. ولیکن بایستی بین میزان تغییر فراوانی واکنش‌های فوتونی و ضخامت مطلوب همخط ساز مصالحه ای صورت گیرد زیرا که کاهش بیش از حد فراوانی فوتونی (بهبود قدرت تفکیک)، منجر به کاهش حساسیت آشکارسازی و در نهایت افزایش دوز بیمار میشود. در مطالعات مور و همکاران^۱ برای طرح مناسب همخط ساز SPECT، دو نوع همخط ساز سوراخ موازی و بادبزی مورد بررسی قرار گرفته اند. نتیجه این مطالعه، انتخاب طرح مناسب براساس نوع اسکن و در نظر گرفتن شرایط مورد آزمون بوده است و لیکن در شرایط معمول همخط ساز متداول (سوراخ موازی) تاکید شده است [۲۸]. داده‌های کیفیت تصاویر این پژوهش نیز ضمن تاکید بر نکته فوق، ضخامت $2/405$ سانتیمتر با قطر روزنه ای $0/111$ سانتیمتر را برای همخط ساز LEHR، به عنوان ضخامتی مطلوب نشان میدهد.



(ب)

(الف)

شکل ۳- تصاویربرداری عرضی اسکن SPECT فانتوم‌های آزمون برای مقایسه قابلیت آشکارسازی در سیستم تصویربرداری SPECT شبیه سازی شده با SIMIND. الف) سیستم با اعمال تغییرات سخت افزاری، ب) سیستم بدون اعمال تغییرات سخت افزاری. (قابلیت آشکارسازی در فانتوم Jaszczak بصورت قابلیت تفکیک فضائی اجسام داغ و سرد مورد نظر بوده است و در خصوص فانتوم NCAT، قابلیت آشکارسازی ضایعات در اندام‌های مورد اسکن. فلشها محل ضایعات را مشخص می‌کنند. بازسازی به روش NCAT FBP و فیلتر باترورت با ضریب ۵ و فرکانس قطع $0/4$ انجام گرفته است).

¹ Moore et al.

ضربات مکانیکی است. مطالعات نشان می دهند که در سیستم تصویربرداری SPECT، برای انرژی های محدوده ۱۴۰-۱۲۰ کیلوکلوکرون ولت، کریستال NaI(Tl) در ابعاد و بویژه ضخامت مورد نیاز برای کارائی تبدیل بالا، تفکیک انرژی بهتری فراهم می آورد [۲۸ و ۲۹]. از طرفی آشکارسازهای بر مبنای YAG.GSO.LSO و YAP در ضخامت ها و ابعاد بسیار پایین تر از آنچه در آشکارسازی سیستم SPECT مورد نیاز است مقادیر تفکیک انرژی و تفکیک فضائی بهتری نشان میدهند و به همین دلیل غالباً به عنوان آشکارساز های سیستم تصویربرداری PET مورد توجه هستند [۳۳]. آشکارسازهای اشاره شده بترتیب اولویت از زمان مرده بسیار پائین، کارائی تبدیل پایین تر و چگالی بالا برخوردارند و همین امر باعث ارجحیت آنها در کاربری سیستم تصویربرداری PET شده است. عامل مهم در مورد آشکارسازهایی که با Ce فعال می شوند (نظیر LaBr₃) میزان ناخالصی است که بشدت بر زمان مرده و کارائی تبدیل آشکارساز تاثیر میگذارد. تحقیقات فعالی برای بهینه سازی پارامترهای ذکر شده در کریستال های حاوی عنصر فعال کننده Ce در جریان است و در صورت موفقیت در این امر میتوان گفت که جایگزین مناسبی برای کریستال NaI(Tl) بدست خواهد آمد. آنچه در مجموع میتوان گفت اینست که یافته مشترک اینگونه مطالعات در شرایط کنونی برای سیستم تصویربرداری SPECT، کریستال NaI(Tl) با ضخامتی در محدوده ۰/۶۳۵ تا ۰/۹۵۲ سانتیمتر است. مقایسه داده های این پژوهش در خصوص واکنش های فوتونی ضخامت های مختلف آشکارساز و همچنین نتایج مقایسه کیفیت تصاویر اسکن SPECT، کریستال نوع یدیدسدم با ضخامت ۰/۹۴۴ سانتیمتر (ابعاد ۵۹/۱ × ۴۴/۵ سانتیمتر) را به عنوان کریستال مناسب نشان داد. از طرفی در بین پنج ماده مورد بررسی (مس، لوسیت، تفلون، آلومینیوم و پیرکس) برای جنس محافظ، یک لایه از مس در جذب پرتوهای پراکنده به عنوان ماده مناسبی می باشد. ولیکن این لایه علاوه بر

یافته فوق با مقادیر مشابه همخط ساز LEHR تولیدی شرکت زمینس (SI-LEHR) همخوانی دارد [۲۲]. در مورد تاثیر تغییرات کریستال آشکارساز، بایستی گفت که از بین چهار کریستال مورد بررسی [NaI(Tl), CsI, BGO و LaBr₃], کریستال آشکارساز NaI(Tl) با ضخامت ۰/۹۴۴ سانتیمتر (از ۲۱ ضخامت مورد آزمون) با ابعاد ۵۹/۱ × ۴۴/۵ سانتیمتر، تصویری با قابلیت تشخیصی مطلوب از پرتوهای حاوی اطلاعات توزیع اکتیویته در اندام هدف ارائه کرد. مطالعات بیشماری در زمینه بررسی ویژگیهای کریستال آشکارساز مناسب سیستم تصویربرداری SPECT انجام گرفته است [۲۸، ۴-۳۲]. با تکیه بر نتایج بدست آمده در خصوص ویژگیهای یک کریستال آشکارساز مناسب، کریستال آشکارساز ایده ال برای سیستم تصویربرداری پزشکی هسته ای بترتیب اهمیت باید خصوصیات زیر را داشته باشد: کارائی تبدیل فوتونی بالا، چگالی بالا (>۳/۵ گرم بر سانتیمتر مکعب)، قیمت مناسب، بدون پس درخشش^۱، انطباق طیفی مناسب با PMT (۳۰۰-۵۰۰ نانومتر) و سرانجام، زمان مرده تا حد ممکن پایین (<۱ میکروثانیه) [۴]. کارائی تبدیل فوتونی ارتباط تنگاتنگی با دوز بیمار پیدا می کند. سیستم آشکارساز بایستی از کارائی بسیار بالایی برخوردار باشد تا بتواند به این طریق میزان دوز کل تجویزی به بیمار را تا حد ممکن پایین نگه دارد. بنابراین با افزودن بر شدت چشمه فوتونی یا به عبارتی میزان اکتیویته تزریقی نمی توان نویز آماری را کاهش داد. در این مورد تنها راه به حداکثر رسانیدن کارائی آشکارساز است. با توجه به دلایل مذکور کریستالی با کارائی تبدیل بالا از این نظر در اولویت قرار خواهد گرفت. در بین آشکارسازهای مورد مطالعه برای سیستم تصویربرداری SPECT، کریستال های NaI(Tl) و LaBr₃ این ویژگی ها را دارا می باشند و حتی عیب جاذب الرطوبه بودن کریستال NaI(Tl) در مورد LaBr₃ مطرح نمی باشد ولی LaBr₃ بسیار مستعد

¹ After glow

تصاویر اسکن سیستم است. مطالعات شبیه سازی مونت کارلو توسط وریس و همکاران^۱ در سال ۱۹۹۰ [۱۰] مشخص نمود که لایه ای به ضخامت ۵ سانتیمتر از پیرکس می تواند میزان پس پراکندگی معادل با مجموعه مواد پشت کریستال آشکارساز دوربین گاما را ایجاد کند. ولیکن در شبیه سازی سیستم SPECT مورد آزمون این تحقیق، ضخامت معادل ۶ سانتیمتر از پیرکس (ترکیبی متشکل از B, O, Na, Al, Si, K با ۰/۳، ۳۷/۷، ۱/۲، ۲/۸، ۵۴ و ۴ درصد) منطقه پس پراکندگی طیفی مشابه با طیف حاصل از شرایط اسکن تجربی ایجاد کرد. نتایج بررسی مربوط به تاثیر تغییرات ضخامت این ساختار در سیستم تصویربرداری شبیه سازی شده بر پارامترهای عملکردی و همچنین کیفیت تصاویر اسکن های مربوط به فانتوم های شبیه سازی شده مشخص کرد که ضخامت مطلوب کمتر از مقدار تعیین شده برای سیستم مدلسازی شده است و در نتیجه از بین داده های مربوط به ۱۹ ضخامت مورد بررسی (۱-۱۰ سانتیمتر)، ضخامتی معادل با ۴/۵ سانتیمتر به عنوان ضخامت بهینه تعیین گردید که با مقدار توصیه شده توسط وریس و همکاران کمتر از ۱۰ درصد تفاوت نشان میدهد [۱۰]. آنچه با تکیه بر نتایج این مطالعه میتوان اذعان داشت این است که انجام تغییرات هر چند اندک در ضخامت بخش های ساختاری سیستم تصویربرداری برای تعدیل میزان پراکندگی و بنابراین بهبود نسبی کیفیت تصاویر لازم است. با اینکه تغییرات هر کدام از بخش ها به تنهایی باعث تغییر عینی قابل ملاحظه ای در بهبود کیفیت تصاویر نشده است ولیکن اعمال مجموعه تغییرات در سیستم و انجام اسکن های مشابه با فانتوم های آزمون، علاوه بر تاثیر مثبت بر پارامترهای عملکردی سیستم، تصاویری را ارائه نمود که تفاوت شاخص های کیفیت (مقایسه کمی) را به همراه داشت. ذکر این نکته لازم است که یافته های این مطالعه برای بخش های ساختاری سیستم تصویربرداری نهایی

تاثیر بر پرتوهای پراکنده، با کاهش فراوانی پرتوهای اولیه منجر به کاهش حساسیت سیستم می شود. اگرچه این امر با افزایش نسبت قلّه طیف انرژی به پراکندگی کمپتونی طیف همراه است، ولی با توجه به اینکه کاهش حساسیت سیستم باعث کاهش تفکیک فضائی و همچنین افزایش جبرانی دوز بیمار (عوامل مهم در تصویربرداری رادیوایزوتوپی) می شود بنابراین همواره بایستی مصالحه ای بین حساسیت، قدرت تفکیک و دوز دریافتی بیمار صورت گیرد. با در نظر گرفتن مجموعه این عوامل، آلومینیوم نسبت به مس، لوسیت، پیرکس و تفلون مقادیر پارامتریک مناسبتری را بدون کاهش چشمگیر در حساسیت سیستم نشان می دهد. بنابراین آلومینیوم به عنوان ماده انتخابی برای محافظ کریستال آشکارساز سیستم برگزیده می شود. داده های تاثیر ضخامت محافظ آلومینیومی سیستم تصویربرداری بر پارامترهای عملکردی سیستم و همچنین کیفیت تصاویر اسکن های متوجه مشخص کرد ضخامت ۰/۲۴ سانتیمتر (از ۲۱ ضخامت آزمون) می تواند ضمن محافظت از کریستال در برابر صدمات مکانیکی و رطوبت در جذب بخشی از پرتوهای پراکنده و کم انرژی بطور مناسبی عمل کند. افزایش ضخامت این لایه باعث کاهش نمائی شدت دسته پرتوهای پراکنده، کاهش ناچیز فراوانی واکنش های فوتوالکتریک و بنابراین حساسیت سیستم گردید. از طرفی بهبود نسبت مساحت قلّه طیف انرژی به پراکندگی کمپتونی طیف، نشانه ای از تاثیر مثبت افزایش ضخامت بر یکدست سازی پرتوهای حاوی اطلاعات توزیع رادیواکتیویته می باشد. در بررسی مقایسه ای کیفیت تصاویر (کنتراست، روشنی، وضوح ساختارها و شاخص SSIM) اسکن های آزمون برای ضخامت های مختلف ماده محافظ کریستال آشکارساز، تصاویر اسکن های سیستمی با ضخامت ۰/۲۴ سانتیمتر بهتر از سایرین است. از بخش های ساختاری دیگر سیستم تصویربرداری SPECT که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت، تاثیر مجموعه ساختار پشت کریستال آشکارساز بر کیفیت

¹ De Vries et al.

در محدوده انرژی ^{99m}Tc بوده است و برای رادیوایزوتوپ های با انرژی بالاتر (نظیر رادیو داروی ید ۱۳۱) بایستی نقش مؤثر نفوذ دیواره ای در همخط ساز و تغییرات فراوانی واکنش های پرتوگاما با بخش های مختلف سیستم تصویربرداری را محاسبه نمود. جدول (۳) یافته های این مطالعه را در خصوص مشخصات بهینه بخش های مختلف ساختار سیستم تصویربرداری SPECT ارائه می کند.

۵- نتیجه گیری

کیفیت تصویر در سیستم تصویربرداری پزشکی هسته ای بدلیل تضعیف فوتون هایی که به آشکارساز میرسند، آشکارسازی پرتوهای پراکنده به عنوان فوتون های اولیه، تفکیک فضائی محدود سیستم تصویربرداری، محدودیت شمارش های فوتونی، عوامل فیزیولوژیک و حرکت بیمار کاهش می یابد. در بین این عوامل، جذب فوتونی و سهم آن در تصاویر رخدادهای ناشی از فوتون های پراکنده در بدن بیمار نقش اساسی را بعهده دارد. هر دو بخش پراکندگی فوتونی و جذب از مؤلفه های فرایند کلی تضعیف فوتونی محسوب میشوند. لذا هرگونه اقدام در جهت کاهش مؤثر فرایندهای تضعیف فوتونی گامی مهم و اساسی در جهت بهینه سازی کیفیت تصاویر رادیوایزوتوپی در پزشکی هسته ای خواهد بود. یافته های مطالعه حاضر ثابت می کند که تغییرات اندک در بخش های ساختاری سیستم تصویربرداری می تواند از طریق تاثیر در پارامترهای مربوط به واکنش های فوتونی در کیفیت تصاویر موثر واقع شود. هر چند این تغییر برای فراهم آوری تاثیر بارز بر تصویر رادیوایزوتوپی جهت ارتقای کیفیت تشخیصی کاملاً مؤثر نبوده است اما می تواند مقدمه ای برای مطالعات بیشتر در زمینه بررسی های مشابه با دامنه ای گسترده محسوب شود. شبیه سازی مونت کارلو در این دسته از مطالعات نقشی منحصربفرد ایفا خواهد کرد. بی شک دستیابی سریع به نتایج هرگونه بررسی های سیستمی

در مدل های شبیه سازی شده از طرفی صرف هزینه های کمتر از مزایای کاربردی شبیه سازی در مطالعات سیستم های تصویربرداری میباشد. کد SIMIND شبیه سازی مونت کارلو بعنوان یک برنامه مؤثر در این مطالعه قابلیت خود را به اثبات رسانید. اکنون سیستم شبیه سازی شده این پژوهش برای انجام تحقیقات در زمینه بهینه سازی تصویر از طریق مطالعات نرم افزاری از قبیل برنامه های بازسازی تصویر، صافی های مکمل بازسازی و مطالعات در زمینه تضعیف و پراکندگی در دسترس می باشد. همچنین طراحی و ارائه فانتوم Jaszczak دیجیتالی در مطالعه حاضر به عنوان فانتوم کلیدی در انجام آزمون های مربوط به پارامترهای عملکردی سیستم تصویربرداری پزشکی هسته ای نمونه بارز می باشد. برای انجام آزمون های تعیین صحت سیستم های شبیه سازی در دسترس قرار داد. سرانجام اینکه انجام بررسی های تجربی بر مبنای یافته های شبیه سازی نکته ای است که ناگزیر به قصد کاربردی کردن نتایج محاسبات شبیه سازی نبایستی از نظر دور داشت. یافته های این پژوهش می تواند نقطه آغازی را برای این دسته مطالعات فراهم آورد.

۶- تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از نتایج پایان نامه دوره دکتری (PhD) فیزیک پزشکی به شماره ۲۵۳/آ دانشکده پزشکی و طرح پژوهشی مصوب معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد تحت شماره ۸۶۶۵۷ میباشد. مؤلفین لازم میدانند از حمایت مالی معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد و همچنین از همکاری صمیمانه پرسنل محترم بخش پزشکی هسته ای مرکز آموزشی درمانی امام رضا (ع) مراتب سپاسگزاری خود را اعلام دارند.

1. Ogawa K. Image distortion and correction in single photon emission CT. *Ann Nucl Med* 2004 May; 18(3):171-85.
2. Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, Moore SC, Tsui BM and Yester M. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. *JNucl Med* 1995 Aug; 36(8):1489-513.
3. Zaidi H. Quantitative SPECT: Recent developments in detector response, attenuation and scatter correction techniques. *Phys Med* 1996; 12:101-17.
4. Bo LIU, Chaoshu SHI. Development of medical scintillator. *Chin Sci Bull* 2002 July; 47(13):1057-63.
5. Moore SC, De Vries DJ, Nandram B, Kijewski MF, Muller SP. Collimator optimization for lesion detection incorporating prior information about lesion size. *Med Phys* 1995 Jun; 22(6):703-13.
6. Stickel JR, Cherry SR. High resolution PET detector design:Modelling components of intrinsic spatial resolution. *Phys Med Biol* 2005 Jan; 50(2):179-95.
7. Dresser MM, Knoll GF. Results of scattering in radio isotope imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1973; 20:266-72.
8. Beck JW. Analysis of a Camera-Based SPECT System. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 1983; 213(2-3):415-36.
9. Ljungberg M, Strand SE. A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Comput Methods Programs Biomed* 1989; 29:257-72.
10. De Vries DJ, Moore SC, Zimmerman RE, Mueller SP, Friedland B, Lanza RC. Development and validation of a Monte Carlo simulation of photon transport in an Anger camera. *IEEE Trans Med Imaging* 1990; 9:430-8.
11. Zubal IG, Harrell CR, Esser PD. Monte Carlo determination of emerging energy spectra for diagnostically realistic radiopharmaceutical distributions. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 1990:299;544-7.
12. Yanch C, Dobrzeniecki AB, Ramanathan C, Behrman R. Physically realistic Monte Carlo simulation of source collimator and tomographic data acquisition for emission computed tomography. *Phys Med Biol* 1992; 37:853-70.
13. Keller A, Lupton JR. PET detector ring aperture function calculations using Monte Carlo techniques. *IEEE Trans Nucl Sci* 1983; 30:676-80.
14. Thompson J, Cantu JM, Picard Y. PET SIM:Monte Carlo program simulation of all sensitivity and resolution parameters of cylindrical positron imaging systems. *Phys Med Biol* 1992; 37:731-49.
15. Harrison RL, Vannoy SD, Haynor DR, Gillispie SB, Kaplan MS, Lewellen TK: Preliminary experience with the photon history generator module of a public-domain simulation system for emission tomography. *Conf Rec IEEE Nuc Sci Symp* 1993; 2:1154-8.
16. Zaidi H, Scheurer AH, Morel C. An object-oriented Monte Carlo simulator for 3D cylindrical positron tomographs. *Comput methods programs biomed* 1999 Feb;58(2):133-45.
17. Dahlbom M, MacDonald LR, Schmand M, Eriksson L, Andreaco M, Williams C. A YSO/LSO phoswich array detector for single and coincidence photon imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1998; 45:1128-32.
18. Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol* 1991; 36:861-920.
19. Formiconi AR. Collimators. *Q J Nucl Med* 2002; 46:8-15.
20. Buvat I, Castiglioni I. Monte Carlo simulations in SPECT and PET *Q J Nucl Med* 2002; 46:48-61.
21. Autret D, Bitar A, Ferrer L, Lisbona A, Bardiès M. Monte Carlo Modeling of Gamma Cameras for I-131 Imaging in Targeted Radiotherapy. *Cancer Biother Radiopharm* 2005; 20(1):77-85.

22. Data sheet of Siemens E.CAM Dual Head gamma camera.E.cam Signature Series.Malvern: Siemens Medical Solutions; 1992.
23. Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. *IEEE Trans Image Process* 2004 Apr; 13(4): 600-12.
24. Bahreyni Toossi MT, Islamian JP, Momennezhad M, Ljungberg M, Naseri SH. SIMIND Monte Carlo simulation of a single photon emission CT. *J Med Phys* 2010;35(1):42-7.
25. Kimiaei S, Ljungberg M, Larsson A. Evaluation of optimally designed planar-concave collimators in single-photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1997; 24:1398–1404.
26. Moore SC, Kouris K, Cullum L. Collimator design for single photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1992; 19:138-50.
27. Behbahanian M, Sarkar S, Kamali Asl A. Performance Evaluation of Slite-Slat Collimator in Nuclear Medicine With Respect to PSF and MTF for 140 KeV Photons. *Iranian J Med Phys* 2006; 3(11): 9-19[Persian].
28. Moszyński M, Nassalski A, Syntfeld-Kazuch A, Szcześniak T, Czarnacki W, Wolski D, Pausch G, Stein J. Temperature dependences of LaBr₃(Ce), LaCl₃(Ce)And NaI(Tl) scintillators. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 2006 Dec;568(2):739–51.
29. Pani R, Pellegrini R, Cinti MN, Bennati P, Betti M, Vittorini F, et al. LaBr₃:Ce crystal: The latest advance for scintillation cameras . *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 572 2007; 572(1):268–9.
30. Lo Meo S, Baldazzi G, Bennati P, Bollini D, Cencelli VO, Cinti MN, et al.Optical physics of scintillation imagers by GEANT4 simulations. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 2009; 607:259–60.
31. Syntfeld-Kazuch A, Sibczyński P, Moszyński M, Gektin AV, Czarnacki W, Grodzicka M, Iwanowska J, Szawłowski M, Szcześniak T, Świdorski L. Energy resolution of CsI (Na) scintillators. *Radiat Meas* [serial online] 9 Oct 2009.
32. Moszyński M, Balcerzyk M, Czarnacki W, Kapusta M, Klamra W, Syntfeld A, Szawłowski M. Intrinsic Energy Resolution and Light Yield Non-proportionality of BGO. *IEEE Trans Nucl Sci* 2004 Jun; 51(3):1074-9.
33. Balcerzyk M, Moszyński M, Kapusta M, Wolski D, Szawłowski M, Klamra W. YSO, LSO, GSO and LGSO: A Study of Energy Resolution and Nonproportionality. *IEEE Trans Nucl Sci* 2000 Aug; 47(4):1319-23.