

اصلاح تضعیف در تصاویر SPECT حین بازسازی با استفاده از شبیه سازی مونت کارلوی معکوس

شهلا احمدی^۱، حسین رجیبی^{۲*}، فرشید باباپور^۳، فراز کلانتری^۴

- ۱- کارشناس ارشد پرتو پزشکی، گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران
- ۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
- ۳- استادیار گروه پرتو پزشکی گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، ایران
- ۴- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، مرکز تحقیقات پزشکی هسته ای دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۱۶

تاریخ دریافت: ۹۰/۱/۲۹

چکیده

مقدمه: تصویربرداری به روش برش نگاری نشر تک فوتون (SPECT) با دوربین گاما به منظور تعیین توزیع و مقدار اکتیویته در بدن انجام می شود. تضعیف بعنوان مهمترین عامل مخرب تصویر، مانع از کمی سازی دقیق این تصاویر می گردد. هدف از انجام این تحقیق استفاده از روش شبیه سازی مونت کارلو به منظور یافتن ارتباط دقیق بین توزیع اکتیویته در بدن و تصویر نماها با در نظر گرفتن تضعیف می باشد. در این روش، اصلاح تضعیف در حین روند بازسازی تصویر انجام می شود.

مواد و روشها: در این تحقیق به منظور تولید نماهای شبیه سازی شده از کد اختصاصی SIMIND استفاده شد. معادله ماتریسی بین نماها بعنوان معلوم و توزیع اکتیویته بعنوان مجهول مسئله در نظر گرفته شد. از کد مونت کارلو برای یافتن ارتباط دقیق توزیع اکتیویته و نماها با در نظر گرفتن تضعیف استفاده گردید. روش بازسازی تکرار شونده MLEM برای تعیین اکتیویته در حالت با و بدون تضعیف بکار گرفته شد. روش پیشنهادی جهت تصحیح تضعیف در سه حالت با استفاده از فانتوم هندسی ساده با اکتیویته یکنواخت، فانتوم هندسی ساده با اکتیویته غیر یکنواخت و فانتوم NCAT مورد بررسی قرار گرفت. از مقادیر میانگین پیکسل ها و تناسب بین پروفایل ها به عنوان پارامترهای کمی استفاده شد.

نتایج: بررسی کیفی نتایج بر روی فانتومهای ساده نشان می دهد که تصویر بازسازی شده عاری از هرگونه اثر تضعیف می باشد، در صورتی که اثرات تضعیف در تصویر بازسازی شده بدون تصحیح تضعیف کاملاً مشهود است. در بررسی کیفی اسکن پرفیوژن قلب فانتوم NCAT تفاوت بارزی بین روش بازسازی با روش پیشنهادی و بازسازی بدون تصحیح تضعیف مشاهده نشد. همچنین بررسی کمی در مقادیر پیکسل ها، بهبود مقادیر را در هر دو مورد فانتومهای ساده و فانتوم NCAT نشان می دهد.

بحث و نتیجه گیری: با اعمال نقش تضعیف در تولید پروجکشن های ریاضی، مقایسه ای دقیقتر بین پروجکشن های ریاضی و واقعی صورت می گیرد و خطای حاصل از این مقایسه جهت بروزرسانی حدس اولیه استفاده می گردد. در نتیجه تصاویر بازسازی شده بیشتر با توزیع واقعی اکتیویته در بدن منطبق خواهند بود. از مقایسه نمودارهای مربوط به کنتراست مشاهده می شود که روش پیشنهادی در راستای تصحیح تضعیف بخوبی عمل نموده است و نمودار های مربوط به شمارش بر حسب پیکسل در روش پیشنهادی و روش مرجع از انطباق مناسبی برخوردارند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۳، پیاپی (۳۲)، پاییز ۹۰، ۱۲-۱).

واژگان کلیدی: بازسازی تصویر، الگوریتم MLEM، تضعیف، ماتریس انتقال، مونت کارلوی معکوس، SIMIND

* نویسنده مسؤل: دکتر حسین رجیبی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه

تربیت مدرس، تهران، ایران

hrajabi@modares.ac.ir

تلفن: ۹۸ (۲۱) ۸۲۸۸۳۸۹۴+

۱- مقدمه

تصویر نگاری با رادیو نوکلئیدها یکی از مهمترین کاربردهای مواد رادیواکتیو در پزشکی هسته‌ای است. منظور از تصویرنگاری SPECT^۱، بدست آوردن تصویری از الگوی توزیع مواد نشان دار شده در داخل بدن است [۱]. بدین منظور آشکار سازی پرتو های صادره از مواد رادیو اکتیو صورت می گیرد. در طی فرایند آشکار سازی اثرات فیزیکی متعددی از قبیل تضعیف، پراکندگی و تابع پاسخ کولیماتور، فراوانی فوتونهای گسیل شده را تحت تاثیر قرار می دهند. این امر در کیفیت و دقت تصاویر SPECT موثر خواهد بود [۲].

اگر مساله بازسازی تصویر بصورت برداری با معادله $g=Af$ مطرح شود، بطوریکه بردار g بردار سینوگرام (داده های حاصل از تصویر برداری)، f توزیع اکتیویته در بدن یا بردار مجهولی است که باید بازسازی شود و A ماتریس انتقال^۲ (ماتریس ضرایب احتمال ثبت) می باشد [۲].

روش های حل این معادله (بازسازی تصاویر) به دو دسته تحلیلی و تکراری تقسیم می شوند. در روش تحلیلی از روش حل مستقیم یعنی از طریق حل معادله $f=A^{-1}g$ استفاده می گردد. استفاده از این روش دارای چندین نقص عمده است که از جمله آنها می توان به عدم وجود معکوس ماتریس A و یا در صورت وجود معکوس، حجم محاسباتی بالای آن اشاره نمود. لذا در روشهای تحلیلی بدون در نظر گرفتن اثر تضعیف و از طریق ساده سازی ماتریس A اقدام به بازسازی تصویر می نماید. فرض شده است که مقادیر پیکسل ها در هر نما حاصل جمع اکتیویته در ستونی از بدن است که در مقابل آن پیکسل قرار دارد یا عبارتی تصویر تبدیل رادون از توزیع اکتیویته در بدن است [۳و۴]. در نتیجه از عکس تبدیل رادون برای بازسازی استفاده می شود که در اصطلاح پردازش تصویر به آن بک پروجکشن فیلتر شده (FBP)^۳ می گویند. تصاویر حاصل از

بازسازی با روش FBP دارای معایب کمی و کیفی زیادی هستند. چراکه برای نقاط مختلف حجم اکتیویته در بدن نسبت شمارش پیکسلها بیانگر نسبت اکتیویته نمی باشد و علت اصلی این مشکل ناشی از اثر تضعیف است. بنابراین تصاویر حاصل از بازسازی به روش FBP، که یکی از روشهای رایج در بازسازی تصاویر است روش دقیقی برای کمی سازی نمی باشد [۵].

روش دیگر بازسازی تصویر، روش بازسازی تکرار شونده است. مزیت عمده این روش عدم نیاز به محاسبه معکوس ماتریس A است. در این روش از قرار دادن ماتریس A در الگوریتم های این معادلات، مجهول مساله بازسازی (f) بدست می آید. روش های بازسازی تکرار شونده به دو دسته تقسیم بندی می شوند، دسته اول شامل روشهای جبری است مانند روش ART^۴ که از طریق حل معادلات خطی تصویر را بازسازی می نمایند و دسته دوم همانند روش های MLEM^۵ و OSEM^۶ که روش های بازسازی آماری می باشد که از طریق بیشینه سازی تابع احتمال، تصویر رابازسازی می نمایند. در این تحقیق از بین روشهای آماری از الگوریتم MLEM استفاده شده است تا ماهیت پواسون داده ها نیز در نظر گرفته شود [۶]. الگوریتم MLEM که توسط لانگ و کارسون ارائه شد به صورت رابطه ۱ بیان می شود: [۴]

$$f_j^{(k+1)} = \frac{f_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^n a_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{p_i}{\sum_{j'=1}^m a_{ij'} f_{j'}^{(k)}} a_{ij} \quad (1)$$

در این رابطه $f_j^{(k)}$ مقدار تخمین اولیه، n تعداد پیکسلها و p_i نماهای اندازه گیری شده و a_{ij} درایه های ماتریس A را نشان می دهد.

اساسی ترین عامل تاثیرگذار در کاهش کیفیت تصاویر حاصل از تصویر برداری SPECT مربوط به تضعیف

⁴ Algebraic Reconstruction Technique

⁵ Maximum Likelihood Expectation Maximization

⁶ Ordered Subsets Expectation Maximization

¹ Single Photon Emission Computed Tomography

² Transfer matrix

³ Filtered back projection

به نوع SPECT، نحوه تصویربرداری (دو بعدی یا سه بعدی)، تعدادزوایای پروجکشن‌گیری و ابعاد تصویر بازسازی شده بستگی دارد [۱۸].

در پزشکی هسته‌ای می‌توان بجای تحقیق و بررسی بر روی تصاویر تهیه شده از اسکن بیمار، تصاویر شبیه‌سازی شده را مورد مطالعه قرار داد. با توجه به ماهیت آماری فرایندهای دخیل در تشکیل تصاویر پزشکی هسته‌ای، از کد مونت کارلو جهت شبیه‌سازی عوامل موثر در روند تصویربرداری استفاده می‌شود. با این کد می‌توان فوتون و انرژی آن و همچنین عوامل سخت افزاری تاثیرگذار در تصویر برداری SPECT را شبیه‌سازی نمود. به طور کلی کدهای شبیه‌سازی مونت کارلو به دو دسته کدهای عمومی از قبیل MCNP، GEANT4 و EGS4 و کدهای اختصاصی مخصوص پزشکی هسته‌ای از قبیل SIMIND و SimSET تقسیم بندی می‌شوند. در این تحقیق از کد شبیه‌سازی SIMIND استفاده شده است [۱۹].

۲- مواد و روشها

بررسی روش پیشنهادی بر روی فانتوم‌های شبیه‌سازی شده در چهار مرحله که شامل شبیه‌سازی سیستم تصویربرداری، بدست آوردن ماتریس انتقال، تولید نماهای شبیه‌سازی شده و بازسازی تصویر است، مورد مطالعه قرار گرفته است.

۲-۱- شبیه‌سازی سیستم و فانتوم‌ها

برای انجام این مطالعه از کد شبیه‌سازی مونت کارلو SIMIND نسل ۴/۸ استفاده شد [۱۹]. پارامترهای شبیه‌سازی شامل استفاده از کولیماتور انرژی کم و همه منظوره، کریستال NaI با ضخامت ۰/۹۵ سانتیمتر و استفاده از پنجره انرژی ۱۲۶ تا ۱۵۴ کیلو الکترون ولت می‌باشد. شعاع چرخش دوربین نیز ۳۰ سانتیمتر در نظر گرفته شد. تمامی فانتومها تک اسلایس بوده و در ماتریس ۶۴×۶۴، با ابعاد ۲۰×۲۰ سانتیمتر، با داروی تکنسیوم و انرژی ۱۴۰ کیلو الکترون ولت استفاده گردیدند. تصویربرداری در ۶۴ زاویه و با استفاده از ماتریس ۶۴×۶۴ حول فانتوم صورت گرفت. لازم به ذکر است که این نتایج قابل تعمیم به سایر

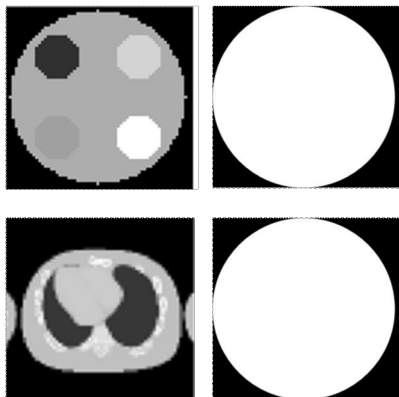
فوتونهاست [۷]. سه روش جهت بازسازی تصاویر SPECT از دیدگاه اصلاح تضعیف وجود دارد [۸]:

در روش اول هنگام بازسازی از مقدار تضعیف فوتون صرف نظر می‌شود این تقریب در مطالعات با هدف کیفی به کار می‌رود و در مطالعات کمی کاربرد ندارد [۹].

در روش دوم از طریق ساده‌سازی تضعیف، تصویر بازسازی می‌گردد. در این حالت محیط تضعیف کننده محیط یکنواختی در نظر گرفته می‌شود اما از آنجا که بیشتر قسمت های بدن از ضرایب تضعیف نایکسان تشکیل شده است بنابراین روش دقیقی محسوب نمی‌شود. از جمله این روش‌ها می‌توان به روش چانگ اشاره نمود. در این روش بافت مورد مطالعه و ضریب تضعیف آن ثابت و یکنواخت فرض شده است و برای هر پیکسل به وسیله معدل‌گیری از مقادیر تمام نماها نسبت به آن نقطه، فاکتور تصحیح محاسبه می‌گردد که با اعمال این فاکتور در تصویر اولیه بازسازی شده، تصویر نهایی بدست می‌آید [۱۰].

روش دیگر استفاده از اسکن های CT جهت تعیین نگاشت تضعیف و وارد نمودن اثرات این ضرایب تضعیف در معادلات بازسازی است. معمولاً در این حالت از الگوریتم-های تکرار شونده جهت بازسازی تصویر استفاده می‌شود، این روش در سالهای اخیر بیشتر مورد توجه قرار گرفته است [۱۱-۱۶].

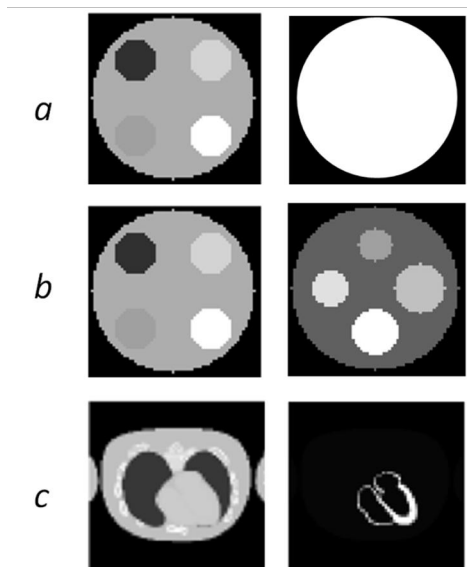
عنصر کلیدی در الگوریتم MLEM ماتریس انتقال یا همان ماتریس ضرایب احتمال ثبت است. در ماتریس احتمال شرایط سیستم تصویرگیری و پارامترهایی نظیر تابع پاسخ کولیماتور، تضعیف و پراکندگی را می‌توان دخیل داد [۱۷]. برای ارائه مدل دقیقتر باید اثر تضعیف در درایه‌های ماتریس A وارد شود. از آنجا که هدف اصلی از انجام این مطالعه اصلاح تضعیف است بنابراین اساسی‌ترین مرحله در بررسی روش پیشنهادی اعمال نقش تضعیف در درایه‌های ماتریس ضرایب احتمال ثبت است. به عبارت دقیق تر با در نظر گرفتن میزان تضعیف انجام شده، تاثیر واقعی درایه مورد بررسی در تولید نما ثبت خواهد شد. ابعاد ماتریس احتمال



شکل ۱- تصاویر برش عرضی فانتوم های بکار رفته جهت تولید ماتریس احتمال. بالا: فانتوم هندسی، پایین برشی از فانتوم NCAT. راست: فانتوم اکتیویته واحد، چپ: نقشه تضعیف واقعی

۲-۳- ایجاد نماهای شبیه سازی شده

در این مرحله فانتوم اکتیویته واقعی را به همراه فانتوم تضعیف به عنوان ورودی به کد مونت کارلو SIMIND معرفی کرده و نماهای شبیه سازی شده تولید می شود. بررسی بر روی فانتوم ساده در دو حالت فانتوم ساده با اکتیویته یکنواخت و فانتوم ساده با اکتیویته غیر یکنواخت انجام شد (شکل ۲).



شکل ۲- تصاویر برش عرضی از فانتوم های بکار رفته جهت تولید نماهای شبیه سازی شده. (a) فانتوم ساده با اکتیویته یکنواخت، (b) : فانتوم ساده با اکتیویته غیر یکنواخت، (c) برشی از فانتوم NCAT. راست: توزیع اکتیویته، چپ: نقشه تضعیف

داروها نیز می باشد و تنها باید از نقشه تضعیف مربوط به انرژیهای دیگر در الگوریتم استفاده شود.

۲-۲- بدست آوردن ماتریس انتقال

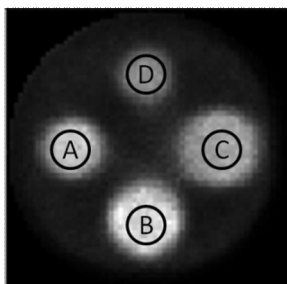
جهت بدست آوردن ماتریس انتقال، فانتوم اکتیویته یکنواخت به همراه فانتوم تضعیفی که عمل تصحیح تضعیف برای آن انجام خواهد شد (شکل ۱) به عنوان ورودی واحد به کد شبیه ساز مونت کارلو (SIMIND) داده شد تا پس از اجرای شبیه سازی، فایل خروجی LMF^۱ تولید شود. این فایل شامل اطلاعاتی در خصوص تاریخچه فوتون (مکان گسیل، انرژی، مکان آخرین اسکتر فوتون و مکان ثبت) می باشد که با استفاده از برنامه ای که در محیط MATLAB نوشته شد، اطلاعات محل گسیل و محل ثبت فوتون موجود در این فایل جهت یافتن ماتریس انتقال مورد استفاده قرار گرفت. همانطور که می دانیم وقتی تعداد نمونه جامعه آماری به تعداد کافی زیاد باشد در این صورت فراوانی نسبی بیانگر ضریب احتمال خواهد بود. لذا با قرار دادن فانتوم اکتیویته یکنواخت با میزان اکتیویته بالا، ماتریس A بدست آمده دقیق تر می باشد. در حقیقت اگر i موقعیت وکسل تابش کننده فوتون و j نشان دهنده موقعیت پیکسل باشد در اینصورت درایه های ماتریس A (a_{ij}) ارتباط پیکسل j ام تصویر با توزیع اکتیویته در وکسل i ام را تعیین می کند یا به عبارت دیگر احتمال اینکه فوتون تابش شده از وکسل i ام در پیکسل j ام ثبت شود را مشخص می کند. برای تولید ماتریس ثبت بدون در نظر گرفتن تضعیف، با صفر نمودن درایه های فانتوم تضعیف و استفاده از فانتوم اکتیویته یکنواخت، روند ایجاد ماتریس A از داده های LMF مانند قبل تکرار گردید. این ماتریس ثبت که در آن اثر تضعیف نادیده گرفته شده است هم برای بازسازی تصاویر مرجع و هم برای بازسازی تصاویر به روش MLEM بدون اصلاح تضعیف استفاده شد. این مطالعه شبیه سازی با استفاده از دو بخش فانتوم هندسی ساده و فانتوم چهار بعدی تنه انسان NCAT^۲ [۲۰] مورد بررسی قرار گرفت.

^۱ List Mode Format

^۲ NURBS-Based Cardiac Torso Phantom

بدون تضعیف و نماهای شبیه سازی با فانتوم تضعیف صفر تصویر مرجع بازسازی شد.

برای ارزیابی نواحی مختلف تصویر با رسم ROI^۱ های یکسان در مناطق مختلف تصاویر بازسازی شده فانتوم هندسی ساده با اکتیویته و تضعیف غیر یکنواخت، میانگین مقادیر پیکسلی تعیین شدند (شکل ۳).



شکل ۳- رسم ROI در مناطق مختلف تصویر برای محاسبه میانگین مقادیر پیکسلی

۳- نتایج

۱-۳- نتایج بازسازی بر روی فانتوم با توزیع

اکتیویته یکنواخت

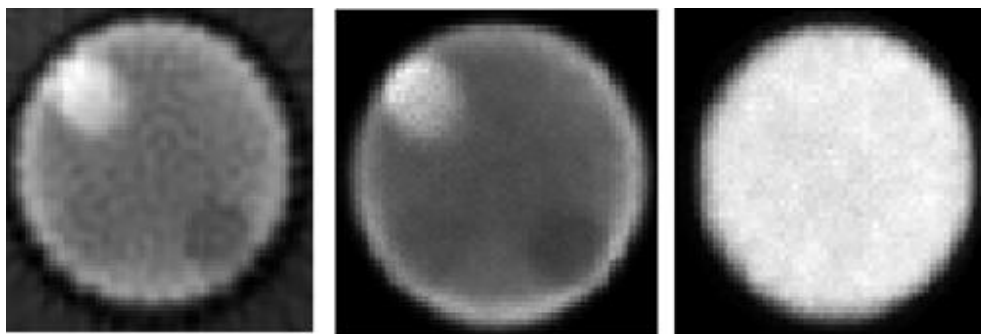
در بررسی کیفی، ساده‌ترین و ابتدایی‌ترین روش مقایسه تصاویر، ارزیابی بصری و کیفی آنها می‌باشد و تنها تحت شرایطی که تفاوت دو تصویر بارز باشد می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. در شکل ۴ تصویر بازسازی شده با روش پیشنهادی و روش MLEM بدون اصلاح تضعیف و همچنین روش FBP از نظر کیفی با هم مقایسه شده‌اند.

۲-۴- بازسازی تصاویر اسکن SPECT فانتوم های

آزمون با استفاده از الگوریتم بازسازی MLEM

با استفاده از ماتریس انتقال بدست آمده در مرحله اول و نماهای شبیه سازی شده در مرحله دوم و با بهره‌گیری از الگوریتم MLEM می‌توان تصویر نهایی را بدست آورد. در رابطه با این الگوریتم از تقسیم نماهای اندازه‌گیری شده برنماهای ریاضی (حاصل ضرب تخمین اولیه تصویر در ماتریس انتقال) مقدار تصحیحی بدست می‌آید که این مقدار جهت بروزرسانی تخمین اولیه بکار می‌رود. در روش پیشنهادی از آنجا که در تولید ماتریس ضرایب احتمال ثبت (A)، ضرایب تضعیف وارد شده است در نتیجه بین نماهای اندازه‌گیری شده و نماهای ریاضی مقایسه دقیق‌تری صورت می‌پذیرد و فاکتور تصحیح دقیق‌تری بدست می‌آید. که این فاکتور جهت بروز رسانی تخمین اولیه بکار گرفته شده است و ب در روند بازسازی تصویر تصحیح تضعیف اعمال شد.

جهت بررسی کمی روش پیشنهادی و مقایسه آن با روشهای معمول بازسازی، نیاز به تصویر مرجعی داریم که هیچگونه اثری از تضعیف در آن نباشد. سپس می‌توان میزان بهبود کیفیت تصاویر بازسازی شده با روش پیشنهادی را مورد سنجش و ارزیابی قرار داد. برای تولید تصویر مرجع فانتوم تضعیف صفر در نظر گرفته شد. با بکارگیری ماتریس A



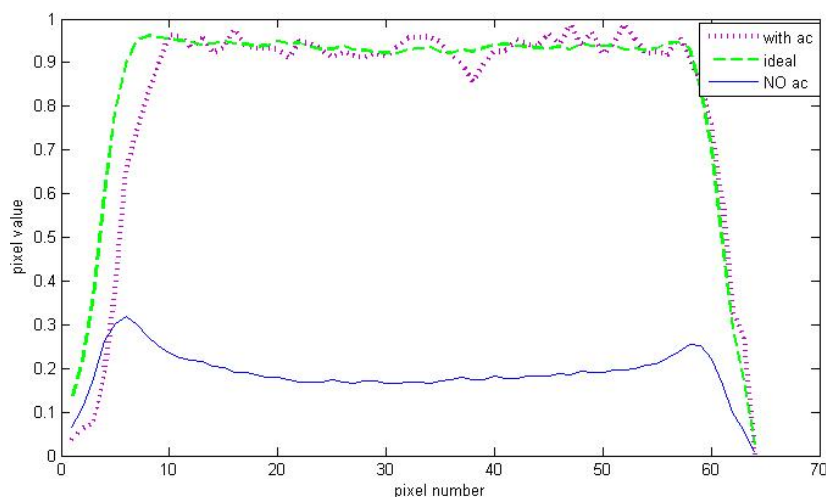
شکل ۴- تصاویر بازسازی شده حاصل از فانتوم اکتیویته یکنواخت با تضعیف غیر یکنواخت. از چپ به راست: با روش پیشنهادی، با روش MLEM بدون اصلاح تضعیف و با روش FBP بدون اصلاح تضعیف

¹Region of Interest

مشاهده می گردد. در صورتی که در تصویر بازسازی شده با روش پیشنهادی اثرات تضعیف کاملاً تصحیح شده و زمینه دارای اکتیویته یکنواخت است.

نمودار مربوط به مقادیر پیکسلی تصاویر بازسازی شده از فانتوم هندسی ساده بر حسب شماره پیکسل در سه حالت مرجع، روش پیشنهادی و روش بازسازی بدون اصلاح تضعیف در شکل ۵ نشان داده شده است.

در تصاویر بازسازی شده با روش MLEM بدون اصلاح تضعیف و همچنین روش FBP اثر تضعیف کاملاً مشهود می باشد بطوری که در جاهایی که مقدار تضعیف در فانتوم تضعیف بکار رفته کم باشد اثر آن بصورت نقاط روشن و در جاهایی که مقدار تضعیف در فانتوم زیاد باشد اثر آن بصورت نقاط تیره در تصویر بازسازی شده ظاهر می شود. همچنین در اثر تضعیف از بین رفتن اکتیویته زمینه



شکل ۵- نمودار مقادیر پیکسلی تصاویر بازسازی شده از فانتوم هندسی ساده به روش پیشنهادی، تصویر بدون اصلاح تضعیف و تصویر مرجع

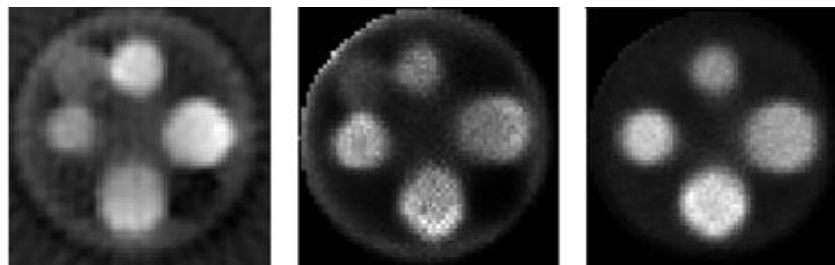
۳-۲- نتایج بازسازی بر روی فانتوم با توزیع اکتیویته غیر یکنواخت

شکل ۶ تصاویر مربوط به بازسازی اسکن شبیه سازی شده فانتوم با توزیع اکتیویته غیر یکنواخت را با اصلاح تضعیف، بدون اصلاح تضعیف با MLEM و بدون اصلاح تضعیف با FBP را نشان می دهد.

در بررسی کیفی همانطور که از شکل ۵ مشخص است اثر تضعیف در تصاویر بازسازی شده باروش های پیشین کاملاً مشهود است در صورتی که در تصویر بازسازی شده با روش پیشنهادی تصحیح تضعیف انجام گرفته است.

از لحاظ بررسی کمی (شکل ۵) نتایج بدست آمده به شرح ذیل است:

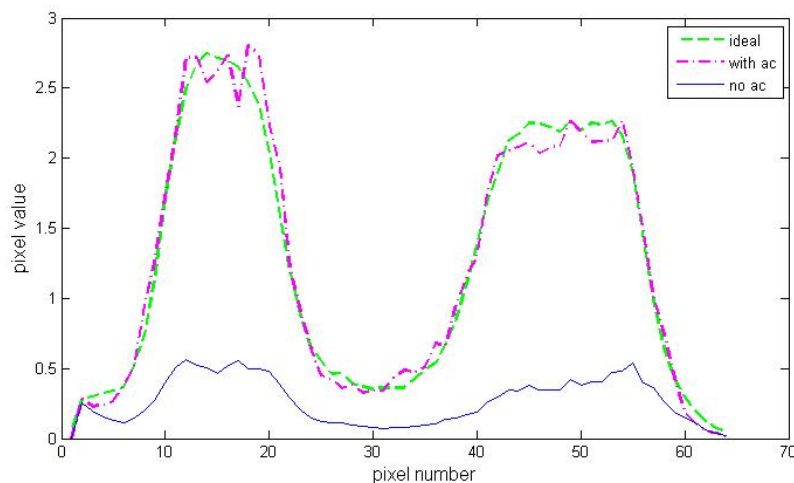
همانطور که انتظار می رفت تصویر بازسازی شده با روش پیشنهادی دارای توزیع یکنواختی از مقادیر پیکسل ها است. در حالی که مقدار این توزیع ثابت در روش بازسازی MLEM بدون تصحیح تضعیف در قسمت های مرکزی (به علت تضعیف) دارای افت شدیدی می باشد. مقدار عددی پیکسل های تصویر حاصل از بازسازی با روش پیشنهادی برابر مقدار عددی پیکسل های تصویر بازسازی شده حالت مرجع است و برابری این مقدار نشان می دهد که تضعیف به طور کامل تصحیح شده است.



شکل ۶- تصاویر بازسازی شده حاصل از فانتوم اکتیویته غیر یکنواخت با تضعیف غیر یکنواخت از راست به چپ: با روش پیشنهادی، با روش MLEM بدون اصلاح تضعیف و با روش FBP بدون اصلاح تضعیف

در بررسی کمی (مقدار عددی هر پیکسل) در شکل زیر نمودار پروفایل مربوط به سه حالت مرجع (حالت ایده آل)، بازسازی بدون تصحیح تضعیف و با تصحیح تضعیف در حین بازسازی تصویر باهم مقایسه شده است.

شکل ۷ پروفایل های مربوط به مقادیر پیکسلی تصاویر بازسازی شده از فانتوم هندسی ساده با توزیع اکتیویته و تضعیف غیر یکنواخت را در سه حالت با اصلاح تضعیف، بدون اصلاح تضعیف با MLEM و تصویر مرجع را نشان می دهد.



شکل ۷- نمودار پروفایل یک برش عرضی از تصاویر حاصل از فانتوم اکتیویته غیر یکنواخت در سه حالت: با تصحیح تضعیف، حالت مرجع و حالت بدون تصحیح تضعیف

بازسازی شده حاصل از روش بازسازی بدون اصلاح تضعیف در مقایسه با حالت مرجع دارای کنتراست کمتری می باشد. این بدین معنی است که مقدار عددی حاصل از زمینه و مقدار عددی دایره ها اختلاف زیادی ندارند و این عدم اختلاف ناشی از اثر تضعیف می باشد. جدول ۱ نتایج مربوط به سه حالت تصویر مرجع، تصویر بازسازی شده بدون اصلاح تضعیف و تصویر بازسازی شده با تصحیح تضعیف را نشان می دهد.

همانطور که از شکل ۷ مشخص است، مقادیر عددی مربوط به حالت بازسازی با روش پیشنهادی بر روی منحنی مربوط به مقادیر عددی پیکسل ها در حالت مرجع به خوبی منطبق است و اختلاف ناچیز هم مربوط به نویز می باشد که در بازسازی تصاویر اجتناب ناپذیر است. همچنین نمودار حاصل بیان می کند که در روش بازسازی تصاویر با روش تصحیح تضعیف در حین بازسازی مقدار کنتراست در مقایسه با حالت مرجع تغییری نکرده است. ولی تصویر

جدول ۱- میانگین عددی پیکسلها در ۴ بخش مختلف حاوی اکتیویته در تصاویر فانتوم هندسی با اکتیویته غیریکنواخت برای تصویر مرجع، اصلاح شده و اصلاح نشده

زمینه	D	C	B	A*	حالت مورد بررسی
۰/۳۹	۱/۳۰	۲	۲/۴۰	۱/۹۹	تصویر بازسازی شده با روش MLEM در حالت مرجع
۰/۰۸	۰/۳۰	۰/۴۳	۰/۴۷	۰/۳۶	بازسازی تصویر در حالت بدون اصلاح تضعیف
۰/۳۸	۱/۱۰	۱/۶۷	۲/۳۴	۱/۹۷	بازسازی تصویر با روش پیشنهادی

* حروف A تا D نواحی ROI در تصویر مورد بررسی را نشان می دهد.

۲- اکتیویته پوست بدن در اثر تضعیف کمتر سطح در مقایسه با عمق بدن بطور کاذب بیشتر ظاهر شده است.

۳- اکتیویته قلب در مقایسه با تصویر بعد از اصلاح غیریکنواخت دیده می شود که می تواند گزارش تصویر توسط پزشک را تحت تاثیر قرار دهد.

شکل ۹ پروفایل مقادیر پیکسلی در یک ردیف از تصاویر بازسازی شده در حالت مرجع، با و بدون اصلاح تضعیف را نشان می دهد. در بررسی کمی، از مقایسه بین سه پروفایل رسم شده (شکل ۹) که مقادیر عددی هر پیکسل را بر حسب شماره پیکسل نشان می دهد نتایج زیر حاصل می گردد:

پروفایل مربوط به تصویر بازسازی شده در حالت مرجع و تصویر بازسازی شده با روش پیشنهادی دارای مقادیر عددی و کنتراست مشابه می باشند.

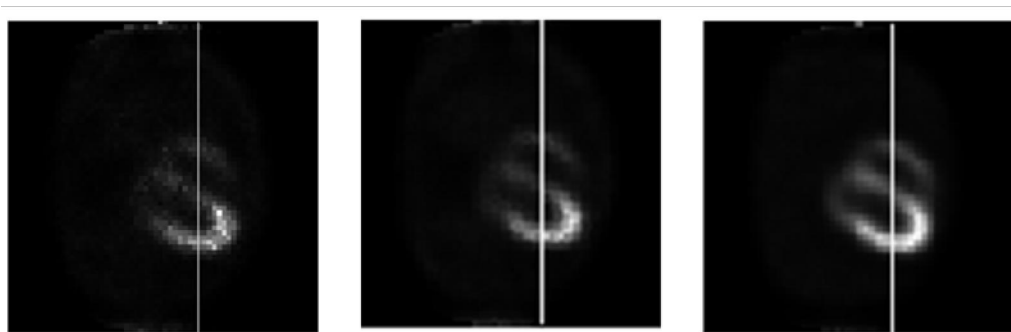
تصویر بازسازی شده با روش MLEM بدون تصحیح تضعیف مقادیر عددی و کنتراست کمتری نسبت به حالت مرجع و تصویر بازسازی شده با روش تصحیح تضعیف در حین بازسازی دارد.

مقایسه مقادیر حاصل در سه حالت مورد بررسی، نشان می دهد که مقادیر عددی مربوط به دایره ها در روش بازسازی پیشنهادی بسیار نزدیک به حالت مرجع (حالت ایده آل در بازسازی تصویر) است. در حالی که بین مقادیر حاصل از روش بازسازی بدون اصلاح تضعیف و حالت مرجع تفاوت قابل ملاحظه ای (بیش از ۶ برابر) دیده می شود.

۳-۳- نتایج بازسازی بر روی فانتوم NCAT

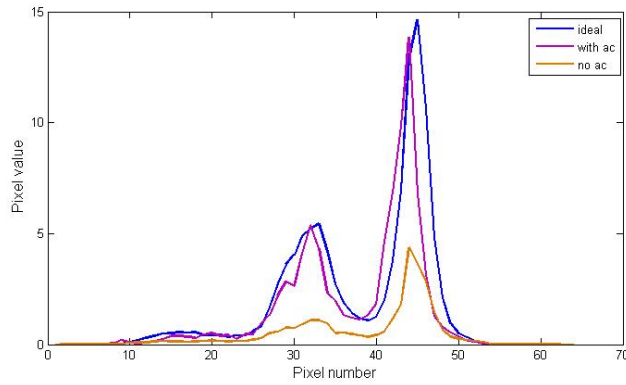
در شکل ۸ نتایج مربوط به بازسازی تصاویر اسکن فانتوم NCAT در حالت مرجع و با روشهای پیشنهادی و معمول نمایش داده شده است. همانطور که از شکل مشخص است، برای تصاویر فانتوم NCAT قبل از اصلاح سه مسئله نمایان است:

۱- ریه ها به اشتباه اندکی روشنتر از زمینه دیده می شوند در حالیکه در فانتوم میزان اکتیویته ریه و زمینه آن یکسان بوده است.



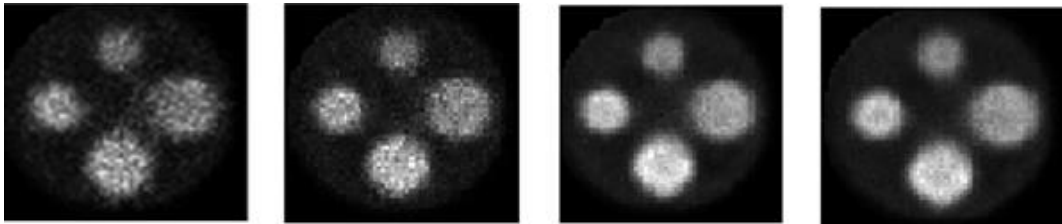
شکل ۸- از راست به چپ: تصویر مرجع بازسازی شده با روش پیشنهادی، تصویر بازسازی شده با روش پیشنهادی، تصویر بازسازی شده بدون تصحیح تضعیف

اصلاح تضعیف در تصاویر SPECT



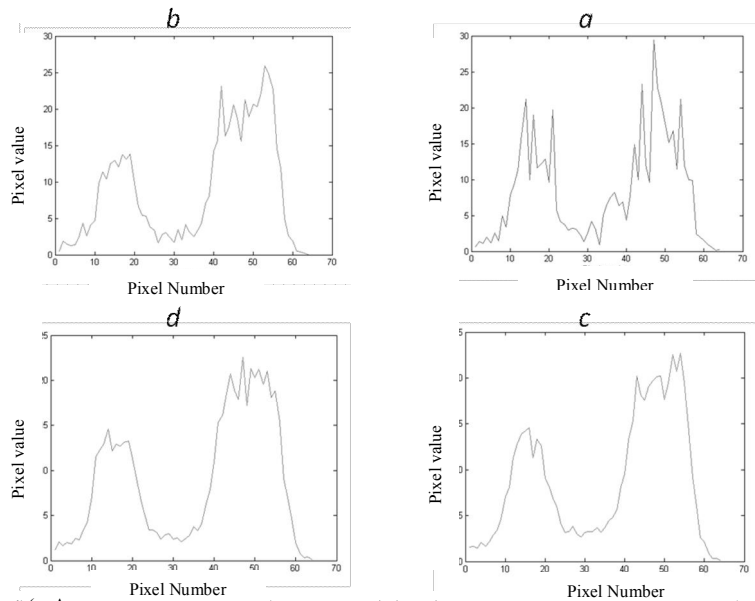
شکل ۹- نمودار پروفایل یک برش عرضی از تصاویر حاصل از فانتوم NCAT در سه حالت: با تصحیح تضعیف (بنفش)، حالت مرجع (آبی) و حالت بدون تصحیح تضعیف (نارنجی)

برای تعیین کمترین مقدار اکتیویته لازم برای تولید ماتریس A در زمانی کم و دقتی قابل قبول، برای ورودی واحد با مقدار اکتیویته ۵۰، ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ میلیون بکرل در شکل ۱۰ تصاویر حاصل بازسازی رسم شده است.



شکل ۱۰- تصویر بازسازی شده با استفاده از ماتریس A تولید شده با اکتیویته های مختلف: از راست به چپ: برای اکتیویته ۳۰۰، ۲۰۰، ۱۰۰ و ۵۰ میلیون بکرل

همچنین نمودارهای پروفایل مربوط به تصویر بازسازی شده ماتریس A دارای اکتیویته های ۵۰، ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ میلیون بکرل می باشد رسم شده است.



شکل ۱۱- نمودار پروفایل مربوط به تصویر بازسازی شده با روش پیشنهادی با فانتوم ورودی واحد در مرحله تولید ماتریس A: (a) اکتیویته ۳۰۰، (b) اکتیویته ۱۰۰، (c) اکتیویته ۲۰۰، (d) اکتیویته ۵۰ میلیون بکرل در مرحله بدست آوردن ماتریس ضرایب احتمال ثبت

۴- بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام این تحقیق پیشنهاد روش جدیدی برای اصلاح تضعیف بوده است. در حال حاضر روش‌های زیادی برای اصلاح تضعیف وجود دارد. با این حال کاربری تشخیصی بسیاری از این روش‌ها در پرده‌ای از ابهام قرار دارد و محققان در پی یافتن روش جامعی جهت اصلاح دقیق و کامل تضعیف می‌باشند.

در روش‌های پیشین مثل روش چانگ [۱۰] بازسازی اولیه تصویر صورت می‌گیرد. سپس با استفاده از ضریب تضعیف محیط (با فرض یکنواخت بودن محیط تضعیف کننده) فاکتور اصلاح تضعیف بدست می‌آید و با اعمال این فاکتور بر روی تصویر اولیه بازسازی شده تصحیح تضعیف انجام می‌پذیرد. در صورتی در روش پیشنهادی تحقیق حاضر نیازی به فرض یکنواخت بودن محیط تضعیف کننده نیست.

در این مطالعه تعداد وکسل‌ها و پیکسل‌های تصویر 64×64 در نظر گرفته شده است. به ازای هر وکسل که فوتون از آن تابش شده است احتمال 64×64 مکان ثبت در پیکسل وجود دارد و از آنجا که تعداد وکسل‌ها برابر 64×64 می‌باشد بنابراین ماتریس A حاصل برای فانتوم‌های توزیع اکتیویته و تضعیف بکار رفته دارای 4096×4096 مولفه می‌باشد. لذا با توجه به تعداد درایه‌های این ماتریس، مراحل تولید ماتریس A دارای حجم محاسباتی بالایی است و زمانبر می‌باشد. به همین دلیل فانتوم اکتیویته دو بعدی در این مطالعه در نظر گرفته شده است تا در حد امکان زمان و حجم محاسبات کاهش داده شود. از این رو بررسی روش پیشنهادی بر روی فانتوم‌های دو بعدی با اندازه بزرگتر (تعداد پیکسل و وکسل بیشتر) و همچنین فانتوم‌های سه بعدی نیازمند کامپیوترهایی با ظرفیت ذخیره سازی و سرعت بالا خواهد بود.

از طرف دیگر در همه حالت‌هایی که بررسی شد، در مرحله تولید ماتریس A فانتوم اکتیویته بصورت یکنواخت مورد استفاده قرار گرفته است چرا که در شناسایی هر سیستم و

بررسی عملکرد آن، ورودی واحد برای آن در نظر گرفته میشود. اما نکته‌ای که باید مورد توجه قرار گیرد تعیین مقدار ورودی واحد است. زیرا در صورتی که این مقادیر به اندازه کافی بزرگ نباشد، ماتریس ضرایب احتمال بدست آمده دارای اطلاعات و دقت کافی نخواهد بود و تصویر بدست آمده شامل نویز زیاد می‌باشد.

همانطور که از نمودارهای شکل ۱۱ مشخص است با افزایش میزان اکتیویته ورودی در مرحله بدست آوردن ماتریس ضرایب احتمال ثبت، ماتریس A بدست آمده دقیق‌تر شده در نتیجه از میزان نویز بتدریج کاسته می‌شود. از طرف دیگر همانطور که قبلاً اشاره شد محاسبه و تولید ماتریس A بدلیل حجم بالای آن بسیار زمانگیر می‌باشد که این مدت زمان با افزایش مقدار ورودی واحد افزایش خواهد یافت. در جدول ۲ زمان مورد نیاز برای محاسبه ماتریس A بر حسب میزان اکتیویته آورده شده است.

جدول ۲- زمان محاسبه ماتریس A بر حسب میزان اکتیویته فانتوم

ردیف	میزان اکتیویته ورودی واحد	مدت زمان بر حسب دقیقه
۱	۵۰	۹۰
۲	۱۰۰	۱۹۰
۳	۲۰۰	۳۴۰
۴	۲۵۰	۵۵۰

با در نظر گرفتن جدول زمانی تولید ماتریس A و با مقایسه نمودارهای شکل ۱۰ و ۱۱ مشاهده می‌شود که بین تصاویر حاصل از اکتیویته ۲۰۰ و ۲۵۰ مگابکرل تفاوت قابل ملاحظه‌ای دیده نمی‌شود اما بین زمان محاسبه ماتریس A در حالت اکتیویته ۲۰۰ و ۲۵۰ تفاوت چشمگیری (بیش از سه ساعت) وجود دارد لذا به نظر می‌رسد اکتیویته مناسب برای فانتوم ورودی واحد ۲۰۰ باشد.

ماتریس ضرایب احتمال ثبت بدست آمده با این روش برای ذخیره سازی نیاز به حجم بالایی دارد. چراکه این ماتریس در حالت دو بعدی دارای 4096×4096 درایه می‌باشد و اگر با فرض اینکه برای ذخیره‌سازی هر درایه ۲ بایت نیاز باشد حجم کل مورد نیاز در حدود ۳۳ مگابایت خواهد بود. لذا

محدودیت‌ها در عملی نمودن روش مورد بررسی، به نتایج بهتری دست یافت.

۵- تشکر و قدردانی

کد شبیه ساز مورد استفاده در این مطالعه توسط پروفسور مایکل لیونگرگ از دانشگاه لوند سوئد نوشته شده است. از ایشان بخاطر افزودن قابلیت ارائه داده ها بصورت لیست مد که بنا به درخواست نویسندگان صورت پذیرفت تشکر می نمایم.

حجم مورد نیاز برای ذخیره سازی و زمان محاسبه این روش برای حالتی که اندازه فانتوم بیش از 64×64 باشد به طور قابل ملاحظه ای افزایش خواهد یافت. لذا کاربرد این روش برای حالت سه بعدی و حتی دوبعدی با سایز فانتوم بیش از 64×64 تقریباً غیر ممکن خواهد بود. بهر حال ممکن است با تحقیقات بیشتری در نحوه ذخیره سازی و زمان محاسبه این ماتریس تغییرات بهینه ای ایجاد نمود. می توان انتظار داشت که با برطرف شدن این

منابع

1. Burdine JA, Murphy PH, DePuey EG. Radionuclide Computed Tomography of the Body Using Routine Radiopharmaceuticals. J Nucl Med. 1979;20:108-14.
2. Lazaro D, Breton V, Buvatb I. Feasibility and value of fully 3D Monte Carlo reconstruction in Single Photon Emission Computed Tomography. Nucl Inst Meth Phys Res. 2004;527:195-200.
3. Zeng G. Image reconstruction. Com Med Imag Graph. 2001;25:97-103.
4. Bruyant PP. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. J Nucl Med. 2002;43:1343-58.
5. Vandenberghe S, D'Asseler Y, Van de Walle R, Kauppinen T, Koole M, Bouwens L, et al. Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine. Comput Med Imaging Graph. 2001;25:105(2)-111.
6. Hebert T, Leahy R, Singh M. Fast MLE for SPECT using an intermediate Polar Representation and a Stopping Criterion. IEEE Trans Nucl Sci. 1998;35:615-19.
7. Kluge R, Sattler B, Seese A, Knapp W. Attenuation correction by simultaneous emission-transmission myocardial single-photon emission tomography using a technetium-99m-labelled radiotracer: impact on diagnostic accuracy. Eur J Nucl Med. 1997;24(9):1107-14.
8. Lewis MH, Willerson JT, Lewis SE, Bonte FJ, Parkey RW, Stokely EM. Attenuation Compensation in Single-Photon Emission Tomography. J Nucl Med. 1982;23(12):1121-7.
9. Murohy PH, Thompson WL, Moore ML, Burdine JA. Radionuclide computed tomography of the body using routine radiopharmaceuticals. J Nuc Med. 1979;20(2):102-7.
10. Chang LT. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci. 1978;25:638-43.
11. Rajeevan N, Zubal IG, Ramsby SQ, Zoghbi SS, Seibyl J, Innis RB. Significance of Nonuniform Attenuation Correction in Quantitative Brain SPECT Imaging. J Nucl Med. 1998;39(10):1719-28.
12. Tsui BM, Gullberg GT, Edgerton ER, Ballard JG, Perry JR, McCartney WH, et al. Correction of Nonuniform Attenuation in Cardiac SPECT Imaging. J Nuc Med. 1989;30(4):497-507.
13. Seo Y, Wong KH, Sun M, Franc BL, Hawkins RA, Hasegawa BH. Correction of Photon Attenuation and Collimator Response for a Body-Contouring SPECT/CT Imaging System. J Nucl Med. 2005;46(5):868-77.
14. Maze A, Le Cloirec J, Collorec R, Bizais Y, Briandet P, Bourguet P. Iterative Reconstruction Methods for Nonuniform Attenuation Distribution in SPECT. J Nuc Med. 1993;34(7):1204-9.
15. Bailey DL, Hutton BF, Walker PJ. Improved SPECT Using Simultaneous Emission and Transmission Tomography. J Nucl Med. 1987;28(5):844-51.

16. Frey EC, Tsui BM, Perry JR. Simultaneous Acquisition of Emission and Transmission Data for Improved Thallium-201 Cardiac SPECT Imaging Using a Technetium 99m Transmission Source. *J Nucl Med.* 1992;33(12):2238-45.
17. Hajizadeh M, Zakavi SR, Momen-Nejad M, Naji M. Evaluation the role of system matrix in SPECT images reconstructed by OSEM technique. *Iran J Nucl Med.* 2008;16(1):31-6.
18. Khurd P, Hsiao I, Rangarajan A, Gindi G. A Globally Convergent Regularized Ordered-Subset EM Algorithm for List-Mode Reconstruction. *IEEE Trans Nucl Sci.* 2004;51:719-25.
19. Ljungberg M, Strand SE. A Mont Carlo Program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Comput Methods Programs Biomed.* 1989;29(4):257-72.
20. Segars WP, Lalush DS, Tsui BMW. Modeling respiratory mechanics in the MCAT and spline-based MCAT phantoms. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001; 48(1):89-97.