

نویززدایی تصاویر SPECT با تبدیل موجک در کولیماتور متداول

فرشید باباپور مفرد^{۱*}، علی عباسپور تهرانی فرد^۲، بابک ابراهیمی^۳، داریوش سرداری^۲

۱- دانشجوی دکتری مهندسی پرتوپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران

۲- استادیار گروه مهندسی هسته ای، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران

۳- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پرتوپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۵/۱۴

تاریخ دریافت: ۸۷/۱۱/۲۹

چکیده

مقدمه: SPECT، یک تکنیک تصویربرداری تشخیصی است، که از مهمترین اشکالات تصاویر آن وجود نویز پواسونی می باشد. تاکنون روش های مختلفی توسط محققان برای بهبود تصاویر SPECT بررسی شده است. یک ابزار جدید نویززدایی، تبدیل موجک است، که این ابزار به طور گسترده برای نویززدایی، افزایش کیفیت و رزولوشن تصاویر و ... به کار می رود. در این مقاله از تبدیل موجک برای ارزیابی میزان کاهش نویز در تصاویر SPECT استفاده شده است.

مواد و روشها: برای محاسبه و شبیه سازی عملی نویز در پزشکی هسته ای از کدهای مونت کارلو استفاده می شود، که در این مقاله از نرم افزار SIMIND برای شبیه سازی تصاویر استفاده شده است. به طوری که انواع موجک بر روی تصاویر شبیه سازی و واقعی SPECT در کولیماتور متداول (هگزاگونال) اعمال شد.

نتایج: از موجک های اعمالی برای تصاویر SPECT، بهترین نوع موجک انتخاب شد، نتایج نشان داد که تبدیل موجک در تصاویر شبیه سازی شده و واقعی عمل نویززدایی را به خوبی انجام داده است. به طوری که بهترین نوع موجک در تصاویر شبیه سازی شده و واقعی به ترتیب نسبت سیگنال به نویز را ۳۳٪ و ۴۵٪ افزایش و ضریب تغییرات را ۷۷٪ و ۷۱٪ کاهش می دهد، اما فقط ۴٪ و ۹٪ کنتراست تصویر را از دست داده است.

بحث و نتیجه گیری: با مقایسه نتایج تصویر واقعی SPECT در این مقاله و نتایج قبلی به دست آمده در تصاویر واقعی PET، می توان دریافت که تصاویر این دو سیستم پزشکی هسته ای با استفاده از تبدیل موجک به ترتیب در نسبت سیگنال به نویز و کنتراست فقط ۵٪ و ۷٪ و ضریب تغییرات حدود ۲۰٪ با یکدیگر اختلاف دارند. بنابراین تبدیل موجک ابزاری موثر برای نویززدایی تصاویر پزشکی هسته ای است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۳ و ۴، پیاپی (۲۴ و ۲۵)، پاییز و زمستان ۸۸: ۱۲-۱)

واژگان کلیدی: SPECT، SIMIND، کولیماتور، تبدیل موجک، نویززدایی

* نویسنده مسؤول: فرشید باباپورمفرد

آدرس: گروه مهندسی هسته ای (پرتوپزشکی)، دانشکده فنی و مهندسی،

دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران

Farshid.mofrad@yahoo.com

تلفن: ۴۴۸۶۹۶۳۳ - (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

SPECT^۱ یک تکنیک تصویربرداری تشخیصی است، که یکی از ابزارهای مهم در تشخیص‌های پزشکی و پژوهشی به شمار می‌رود. تصاویر آن با آشکارسازی توزیع گسیل‌کننده‌های گاما از بدن تشکیل می‌شود و ابزاری مناسب برای تصویر برداری از توزیع رادیوداروها در ارگانهای مورد نظر است. این روش می‌تواند در مورد سرعت پخش رادیودارو در بدن و عملکرد پویایی سیستم‌های مختلف بدن نتایج مهمی را ارائه نماید. این کار با تبدیل اشعه گاما به پالس‌های الکتریکی صورت می‌گیرد، که تصویر مورد نظر را می‌سازد. در واقع بازسازی تصویر عمدتاً با جزئیات فضایی بیشتر و با نویز زیاد همراه می‌شود. در سیستم‌های مذکور از بک‌پروجکشن (FBP)^۲ استفاده می‌کنند تا تصاویر بازسازی شوند که باعث تقویت نویز می‌شود و تفسیر تصاویر پزشکی را با اشکالاتی مواجه می‌کند. پرتوهای گاما در همه جهات (در سه بعد) از رادیوداروها گسیل می‌شوند، تنها پرتوهای پراکنده نشده تحت زاویه ۹۰ درجه نسبت به سطح بدن بیمار برای ایجاد تصویر استفاده می‌شود که فرم اطلاعات بدست آمده در این روش تصویربرداری به عملکرد فیزیولوژیکی ارگان مورد نظر مرتبط است [۱۲].

تصاویر پزشکی که به کمک سیستم تصویربرداری پزشکی هسته‌ای به دست می‌آیند، به طور ذاتی از رزولوشن فضایی پایین‌تر و نویز بیشتری نسبت به سیستم تصاویر MRI و CT برخوردارند، که این موضوع از عوامل متعددی ناشی می‌شود. برخی از مهمترین این عوامل شامل: تضعیف، پراکندگی از بیمار، هندسه بدن بیمار، هندسه و ساختار کولیماتور و پارامترهای قابل کنترل در تصویربرداری همانند فاصله چشمه تا آشکارساز، پنجره‌های انرژی و رزولوشن انرژی دوربین گاماست. متأسفانه اثر این عوامل به آسانی نمی‌تواند در مطالعات تجربی بررسی شود چرا که هزینه‌های بالا و محدودیت‌های

فیزیکی قابل ملاحظه‌ای وجود دارد. یکی از شیوه‌های جایگزین جهت بررسی این عوامل شبیه‌سازی کامل سیستم تصویربرداری پزشکی هسته‌ای است. شبیه‌سازها قادر هستند اطلاعات مناسبی راجع به هر یک از عوامل تخریب تصویر (مانند تضعیف، پراکندگی و رزولوشن فضایی) بدهند. همچنین با دانستن تاریخچه هر فوتون ایجاد شده و برهم‌کنش‌هایی که فوتون در آن‌ها دخالت دارد، تجزیه و تحلیل گسترده توسط کاربر میسر می‌شود. بنابراین روش مناسب برای شبیه‌سازی تصاویر هسته‌ای استفاده از نرم‌افزارهای شبیه‌سازی مونت کارلو از قبیل: SimPET، SimSET، GATE، SIMIND و غیره است. در سال ۱۹۸۹، لیونبرگ^۳ و همکارانش در دانشگاه لوند^۴ سوئد SIMIND را به عنوان کد اختصاصی SPECT معرفی کردند، تصاویر SPECT در این مقاله با استفاده از آن شبیه‌سازی شده‌اند. این نرم‌افزار در محیط فرترن ۹۰ نوشته شده و شامل دو بخش است: اول تغییراتی که پارامترها را تعریف می‌کنند به عنوان مثال: تضعیف غیر یکنواخت فانتوم‌های حجمی غیر یکنواخت را شبیه‌سازی می‌کند و شامل چندین نوع تکنیک کاهش تغییرات است و دوم عملی که شبیه‌سازی را به صورت واقعی انجام می‌دهد [۵-۳].

تصاویر پزشکی هسته‌ای همانند سایر تصاویر پزشکی با نویز همراه هستند. روش بنیادی برای کاهش نویز نسبی، افزایش نسبت سیگنال به نویز در تصاویر از طریق افزایش مقدار رادیوداروی تجویز شده و یا افزایش زمان تصویربرداری است. به دلیل مسائل حفاظتی در مقدار رادیوداروی تجویز شده محدودیت وجود دارد و همچنین احتمال حرکت بیمار طول زمان تصویربرداری را محدود می‌سازد. لذا همواره نویز قابل توجهی در تصاویر پزشکی هسته‌ای وجود دارد و استفاده از فیلتر برای کاهش نویز ضروری است. انواع زیادی از فیلترها برای کاهش نویز داده‌ها، طراحی و به کار برده می‌شوند، اما

³ Ljungberg

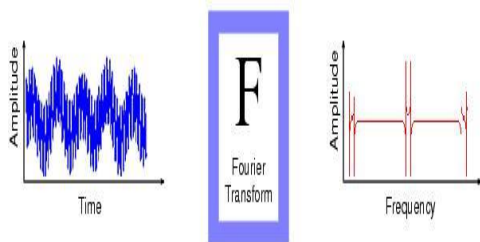
⁴ Lund

¹ Single Photon Emission Computed Tomography

² Filtered Back Projection

غیره می‌باشد و در علوم پایه و مهندسی که شامل تمام پردازش‌های یک بعدی (سیگنال یا طیف) و دو بعدی (تصویر) می‌شود، کاربردهای زیادی دارد [۱۴-۱۱].

اگر از تبدیل فوریه برای پردازش سیگنال استفاده شود سیگنال از حوزه زمانی به حوزه فرکانسی انتقال داده می‌شود ولی چون روی شکل سینوسی قرار گرفته است بنابراین اطلاعات زمانی بعد از انتقال از دست می‌رود پس فرکانس‌های ویژه را در یک بازه معین نمی‌توان گرفت. اما اساس موجک، روی شکل موجی با مدت محدود استوار است بنابراین اطلاعات زمانی بعد از انتقال محفوظ می‌ماند. با توجه به این که پردازش سیگنال دیجیتالی مورد نظر است، FT یک ابزار قدرتمند برای نمایش فرکانس سیگنال‌ها است، زیرا می‌تواند سیگنال را از حوزه زمانی به حوزه فرکانسی ببرد. به هر حال نقص FT این است که سیگنال‌های ساکن در حوزه فرکانسی ایجاد نمی‌کند (شکل ۱).



شکل ۱- ویژگی‌های تبدیل فوریه [۱۵]

روش دیگر تبدیل فوریه سریع (STFT^۸) است، که توسط گابور^۹ در سال ۱۹۴۶ معرفی شده است. STFT قادر است یک فرکانس زمانی را نمایش دهد زیرا در قسمت سیگنالی یک تابع پنجره ثابت وجود دارد که آنالیز برای هر قسمت تقسیم‌بندی شده است [۱۷ و ۱۶]. مسائلی با این راه حل رزولوشن (قدرت تفکیک فضایی) ثابت برای همه فرکانسها ایجاد می‌کنند با فرض اینکه پنجره یکسان برای آنالیز کل سیگنال استفاده می‌شود (شکل ۲).

غالباً میزان موفقیت آن‌ها بستگی زیادی به دامنه نسبی سیگنال و نویز دارد. حذف نویز با کاهش قدرت تفکیک فضایی و کتراست تصویر همراه است. در طول ۳ دهه اخیر پژوهش‌های فراوانی در جهت بهبود روشهای نویززدایی در پزشکی هسته‌ای صورت گرفته و فیلترهای مختلفی نیز به کار برده شده است [۱]. اما مشکل فیلتراسیون تصاویر پزشکی هسته‌ای همواره پابرجاست. تاکنون نویززدایی تصاویر PET توسط تبدیل موجک^۱ انجام شده است [۱۰-۶]، ولی برای SPECT هنوز زمینه پژوهش زیادی وجود دارد. به طوری که با استفاده از تبدیل موجک برای نویززدایی تصاویر واقعی PET، نسبت سیگنال به نویز ۵۰٪ افزایش [۷]، ضریب تغییرات ۵۱٪ کاهش و فقط ۲٪ کتراست تصویر از دست رفته است [۶].

نویز در تصاویر SPECT پواسونی است [۱] که تبدیل موجک یک ابزار نوین برای نویززدایی تصاویر است. در واقع تبدیل موجک (WT) بسط تبدیل فوریه (FT^۲) است که فرضیه آن بوسیله هار^۳ در سال ۱۹۱۰، ارائه شده است. آنالیز سیگنال‌های زلزله با استفاده از مفاهیم بنیادی موجک در سال ۱۹۸۴، به وسیله یک دانشجوی ژئوفیزیک فرانسوی (مورلت^۴) ارائه گردید. در سال ۱۹۸۶، مالات^۵ و میر^۶ آنالیز رزولوشن‌های چندگانه (MRA^۷) را معرفی کردند که تئوری موجک را با روش‌های دقیق ریاضی شرح می‌دهد و تا معرفی موجک‌های اورتوگونال در سال ۱۹۸۸، پابرجا بود. روش‌های تئوری آنالیز تبدیل موجک در جهان مورد توجه قرار گرفته و باعث مباحثات گسترده‌ای شده است، به طوری که از موجک به عنوان موج کوچک با آینده بزرگ یاد می‌کنند. موجک‌ها توابع ریاضی شبه موجی هستند که برای سایر توابع (مثلاً سیگنال‌ها) توابع پایه‌ای به شمار می‌روند. تبدیل موجک یک ابزار قدرتمند در جهت نویززدایی، ردیابی لبه‌ها، آنالیز اشعه‌های گاما و

1 Wavelet Transform
 2 Fourier Transform
 3 Haar
 4 Morlet
 5 Mallat
 6 Meyer
 7 Multi Resolution Analysis

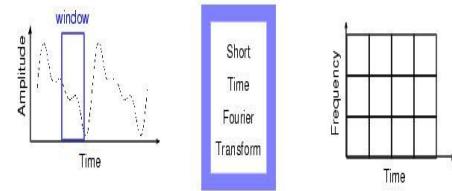
8 Short Time Fourier Transform
 9 Gabor

معکوسی از تجزیه فیلتر پایین‌گذر و بازسازی فیلتر بالاگذر معکوسی از تجزیه فیلتر بالاگذر است [۲۲]. یک تصویر SPECT نویزی نشان می‌دهد که نویزها بر روی فرکانس اصلی افتاده است. در این مطالعات سیگنال‌ها از حوزه فضایی به حوزه موجک قابل استفاده در تبدیل موجک انتقال داده می‌شود. که ضرایب را در فضای جزئی استفاده کرده تا مقدار آستانه مناسب را تخمین زده، سپس مقدار آستانه را به کار برده تا از ضرایب در فضای جزئی خودداری شود و در نهایت از تبدیل موجک معکوس استفاده کرده تا ماتریس‌های پردازشی را به حوزه فضایی انتقال دهد [۲۳]. به هر حال هدف این مقاله گسترش متدهای تبدیل موجک برای ارزیابی میزان کاهش نویز تصاویر شبیه سازی شده و واقعی SPECT است.

۲- مواد و روشها

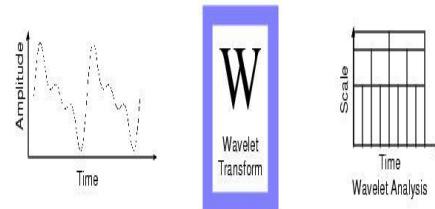
۱-۲- نرم افزار SIMIND

نرم افزار SIMIND با به کارگیری روش های مونت کارلو، شبیه سازی مراحل فیزیکی موجود در تصویربرداری (تولید فوتون و راستای اولیه تابش آن، برهمکنش های مختلف فوتونی مانند جذب و پراکندگی از بیمار، کولیماتور و آشکارساز) را بر عهده دارد [۵]. در نرم افزار SIMIND فانتوم Jaszak با به کارگیری رادیوداروی ^{99m}Tc با اکتیویته ۱MBq در کولیماتور هگزگونال با سوراخ های موازی (کولیماتور متداول) از نوع LEGP^۲ [۲] شبیه سازی شد. که ذرات درماتریس کاربردی 128×128 شمارش شده و پنجره انرژی بر روی فوتوپیک ۲۰٪ انتخاب و ۱۲۸ نما در ۳۶۰ درجه نگاره بندی شد. فانتوم Jaszak ۶ کره به قطرهای ۰/۹۵، ۱/۳، ۱/۵۶، ۲/۱۴، ۲/۸ و ۳/۳۴ سانتی متری در داخل یک استوانه است. کره های رنگین تر میزان جذب رادیوداروی بیشتر را نشان می دهد، از این فانتوم برای سنجش رزولوشن فضایی و کیفیت تصاویر استفاده می شود.



شکل ۲- ویژگی های تبدیل فوریه سریع [۱۵]

وقتی که فرکانس سیگنال پایین باشد طول موج نسبتاً بزرگی مشاهده می شود، بنابراین تغییرات زمانی زیاد نخواهد بود تا باعث نگرانی شود. که طول موج سیگنال فرکانس بالا نسبتاً کوتاه بوده، پس تغییرات زمانی آن بسیار مهم است. به این منظور رزولوشن مختلف در فرکانس بالا و پایین وجود دارد. تبدیل موجک با به کارگیری تغییر مقیاس و انتقال ویژگی های آن به تدریج رزولوشن فرکانس - زمان را بهبود داده و کمبودهای تبدیل فوریه را جبران می کند (شکل ۳) [۲۱-۱۸ و ۱۶].



شکل ۳- ویژگی های تبدیل موجک [۱۵]

معرفی MRA منجر به استفاده زیادی از WT شده است. $f(x)$ ، به سیگنال‌های اصلی اشاره دارد A، اشاره به فضای تقریبی در فرکانس پایین است. D، به جزئیات فضا در فرکانس بالا اشاره می‌کند. که فرمول مربوطه عبارت است از:

$$f_i(x) = A_i f = A_{j+1} f + D_{j+1} f = A_{j+2} f + D_{j+2} f + D_{j+1} f = \dots \quad (1)$$

اطلاعات در رزولوشن سطح $j+1$ ؛ رزولوشن بالاتر از سطح j را شامل می شود. با تجزیه شدن فیلترهای موجک، کاربرد MRA بدست می آید. فیلتر پایین‌گذر از موجک مادر بوجود آمده و فیلتر بالاگذر از فیلتر آینه تریبوسی (QMF^۱) بدست آمده است. بازسازی فیلتر پایین‌گذر

² Low Energy General Purpose

¹ Quadrature Mirror Filter

که تبدیل موجک ساکن نامیده می‌شود (SWT^2) [۶].
 اثرات بهتری در نویززدایی نسبت به DWT فراهم می‌کند، به طوری که آن داده‌ها را بعد از تجزیه تصاویر نسبتاً حفظ می‌کند، بنابراین از SWT استفاده شد. همچنین دو آستانه مهم (آستانه‌های نرم و سخت) برای نویززدایی تصاویر وجود دارد، که از آستانه نرم به منظور نویززدایی از تصاویر استفاده شد، زیرا آستانه سخت کارایی مناسبی برای کاهش نویز ندارد [۲۳].

۳-۲- SNR و PSNR

نسبت سیگنال به نویز اغلب به صورت SNR^3 یا S/N مخفف می‌شود، که به صورت مفهومی نسبت سیگنال به نویز، عبارتی برای بیان نسبت توان بین یک سیگنال (اطلاعات معنی دار) و نویز زمینه است، SNR شاخصی برای کیفیت تصویر است. به طوری که یک SNR بالا نویز کم را نشان می‌دهد، در حالی که SNR پایین، بیانگر نویز زیاد است. یکی از اهداف کلیدی این مقاله، افزایش مقدار SNR است تا کیفیت تصاویر SPECT افزایش یابد. از آنجایی که سیگنال‌های زیادی دارای محدوده دینامیکی گسترده‌ای هستند، SNR ها اغلب به صورت مقیاس دسی بل لگاریتمی بیان می‌شوند. $PSNR^4$ در تعریف دسی بل (dB) ۱۰ برابر لگاریتم نسبت توان‌ها در مبنای ۱۰ می‌باشد [۲۴]:

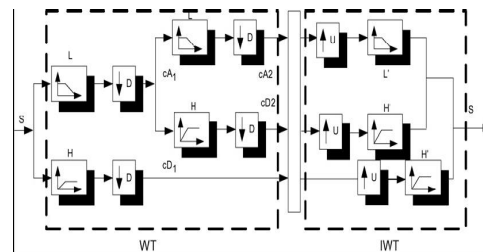
$$PSNR(dB) = 10 \log_{10} \left(\frac{A_{signal}}{A_{noise}} \right)^2 \quad (2)$$

۴-۲- C.V و C.R

کنتراست ریکاوری، $C.R^5$ بیانگر کنتراست بین سیگنال و زمینه است. پس نسبت دو میانگین می‌تواند کنتراست تصویر را بعد از نویززدایی مشخص کند و C.R، شاخصی برای کیفیت تصویر است. ضریب تغییرات، $C.V^1$ به صورت انحراف معیار به میانگین مورد استفاده برای ارزیابی داده‌ها بوده و شاخصی

۲-۲- تبدیل موجک

تبدیل موجک در نرم افزار MATLAB نسخه ۷/۵ [۱۵] موجود می‌باشد. متدهایی از تبدیل موجک گسسته در دو بعد (2-D DWT) شرح داده می‌شود، که 2-D DWT به عنوان یک طرح رزولوشن چند گانه استفاده می‌شود تا ماتریس را به فیلترهایی از موجک مادر انتقال قرار دهد. دو فیلتر مورد استفاده قرار می‌گیرد: اولی فیلترهای پایین‌گذر و دیگری فیلترهای بالاگذر. با فرض اینکه ماتریس ورودی یک تصویر است، دو ماتریس با ویژگی‌های فرکانسی مختلف با استفاده از کانال‌و تصویر در حالت افقی با دو فیلتر مجزا به دست می‌آید و سپس نرخ نمونه برداری کاهش می‌یابد. دوباره سیگنال خروجی با فیلترهای مشابه به طور عمودی فیلتر شده و نرخ نمونه برداری باز کاهش می‌یابد. هر سطح به چهار ماتریس منتهی می‌شود (LL, LH, LL, LH در حالت افقی و HL در حالت عمودی و HH در حالت قطری) (شکل ۴)، که برای آنالیز سطوح بالاتر نیز روش‌های مشابه به کار برده می‌شود.



شکل ۴- تجزیه سیگنال یک بعدی [۱۵]

تصویر می‌تواند با معکوس شدن این مراحل و افزایش نرخ نمونه برداری بازسازی شود. در مطالب فوق DWT^1 ، متغیر زمانی است، پس سیگنال اصلی پس از نویززدایی از بین خواهد رفت. بنابراین برای بهبود نقص‌های DWT ، نمونه برداری بعد از کانولوشن صورت نمی‌گیرد، بلکه در فیلترهای موجک قبل از اینکه کانال‌و با داده ورودی از سطح تجزیه بعدی انجام گیرد نرخ نمونه برداری افزایش می‌یابد. با این وجود سیگنال اصلی کاملاً محفوظ می‌ماند

² Stationary Wavelet Transform

³ Signal to Noise Ratio

⁴ Power Signal to Noise Ratio

⁵ Contrast Recovery

¹ Discrete Wavelet Transform

حدودی زایل شده، که کتراست کره ها پایین آمده است. کانتورها نشان می دهند که موجک عمل نویززدایی را نسبت به فیلتر میانگین به خوبی انجام داده و کج بودن خطوط را بیشتر اصلاح کرده، ولی در نویززدایی با فیلتر میانگین رزولوشن تصویر پایین آمده است، زیرا کره ها بیشتر به هم چسبیده اند. سپس کره ها را دو به دو انتخاب کرده تا پروفایل های آن ها رسم شود. همان طوری که از تصاویر هم واضح است بهترین پروفایل ها، مربوط به پروفایل هایی است که کره ها بیشترین جذب را داشته اند. پس دو کره سمت راست تصویر به عنوان نمونه مناسب برای رسم پروفایل انتخاب شده، که در تصویر با یک خط راست نشان داده شده است. از پروفایل ها می توان دریافت که موجک خطوط کج را صاف کرده و عمل نویززدایی را به خوبی انجام داده ولی فیلتر میانگین کتراست تصویر را کاهش داده است، زیرا قله ها در پروفایل ها از مقدار واقعی کاهش یافته است. مقایسه نتایج بین بهترین نوع موجک با بهترین فیلتر میانگین در تصویر شبیه سازی شده نشان می دهد که:

در کولیماتور هگزاگونال 5, db1, SNR و PSNR را به ترتیب ۳۳٪ و ۶٪ افزایش داده و 3, C.V, rbio1.1 را ۸۳٪ کاهش، در حالی که 4, C.R, db1 را ۴٪ کاهش داده است. اما فیلتر میانگین (5x5) به ترتیب SNR و PSNR را ۱۹٪ و ۴٪ افزایش، C.R و C.V را به ترتیب ۳۱٪ و ۵۷٪ کاهش داده است. با توجه به نتایج به دست آمده موجک db1 با سطوح 5 به عنوان بهترین فیلتر انتخاب شد. که در تصویر شبیه سازی شده بهترین نوع موجک (5, db1) در مقایسه با بهترین فیلتر میانگین (5x5) SNR و PSNR را به ترتیب ۱۴٪ و ۲٪ افزایش، کتراست را ۲۷٪ بیشتر حفظ کرده و ۲۰٪ از ضریب تغییرات را بیشتر کاهش داده است.

برای نویززدایی است. یک C.V بالا، نویز زیاد را نشان داده، در حالی که C.V پایین، بیانگر نویز کم است. بنابراین یکی از اهداف کلیدی این مقاله، کاهش مقدار C.V است، بدون این که کیفیت تصاویر تحت تاثیر قرار گیرد [۶].

۳- نتایج

تصویر اولیه شبیه سازی شده در محیط نرم افزاری MATLAB7.5 به فرمت مناسب تبدیل و توسط تبدیل رادون معکوس^۲ بازسازی شد. سپس ۹۰ نوع موجک بر روی تصویر شبیه سازی شده SPECT در کولیماتور هگزاگونال اعمال شد و ناحیه مورد نظر (ROI) انتخاب شد تا مقدار SNR, PSNR, C.R, و C.V محاسبه شود. همان طوری که قبلاً اشاره شد بالاترین SNR ها با حفظ کتراست تصویر و همچنین پایین ترین ضریب تغییرات به عنوان معیارهای انتخاب فیلترها به شمار می روند، که ۷ نوع موجک مناسب از ۹۰ نوع موجک اعمالی برای کولیماتور هگزاگونال با سوراخ های موازی به دست آمد، سپس ۷ نوع موجک به دست آمده با یکدیگر مقایسه شدند و بهترین نوع موجک انتخاب شد و با دو نوع فیلتر میانگین اعمالی که در نرم افزار MATLAB 7.5 موجود می باشد، مقایسه شد.

جدول (۱) و نمودار (۱)، ۷ نوع بهترین موجک اعمالی را با دو نوع فیلتر میانگین برای کولیماتور هگزاگونال نشان می دهد و شکل (۵) مقایسه تصاویر، کانتورها و پروفایل های اولیه با تصاویر، کانتورها و پروفایل های نویززدایی شده با بهترین فیلترهای میانگین و موجک را برای این کولیماتور نشان می دهد.

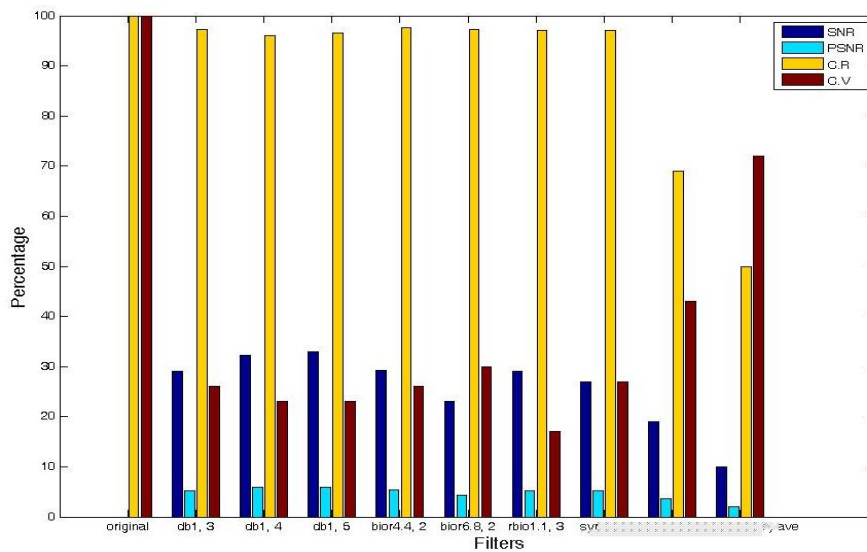
تصاویر بیانگر این است که تبدیل موجک به خوبی عمل نویززدایی را انجام داده و رنگ کره ها تقریباً حفظ شده است. لبه های کره فانوم تا حدودی واضح شده اند، در حالی که پس از نویززدایی با فیلتر میانگین رنگ کره ها تا

¹ Coefficient of Variation

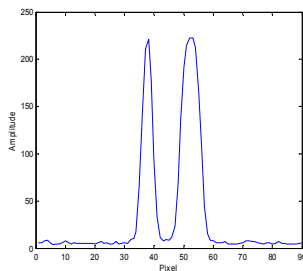
² iradon

جدول ۱ - مقایسه SNR, PSNR, C.R و C.V در فیلترهای مختلف برای تصویر شبیه سازی شده

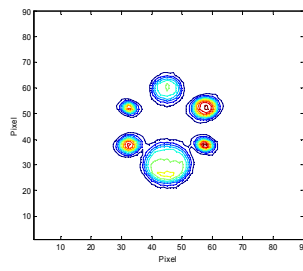
Filters [Level]	SNR	PSNR	C.R	C.V
original image	۱۲۲/۶۷	۴۱/۷۷	۱۲/۷۹	۰/۰۱۱۳
db1 [3]	۱۵۸/۰۳	۴۳/۹۷	۱۲/۴۷	۰/۰۰۲۹
db1 [4]	۱۶۲/۸۲	۴۴/۲۳	۱۲/۳۰	۰/۰۰۲۶
db1 [5]	۱۶۳/۴۴	۴۴/۲۷	۱۲/۳۰	۰/۰۰۲۶
bior4.4 [2]	۱۵۸/۵۰	۴۴/۰۰	۱۲/۵۶	۰/۰۰۲۹
bior6.8 [2]	۱۵۱/۳۰	۴۳/۶۰	۱۲/۵۴	۰/۰۰۳۴
rbio1.1 [3]	۱۵۸/۰۳	۴۳/۹۷	۱۲/۴۷	۰/۰۰۱۹
sym7 [2]	۱۵۵/۲۶	۴۳/۸۲	۱۲/۵۳	۰/۰۰۳۱
(5*5) average	۱۴۶/۱۵	۴۳/۳۰	۸/۸۵	۰/۰۰۴۹
(7*7) average	۱۳۴/۸۵	۴۲/۶۰	۶/۳۳	۰/۰۰۸۱



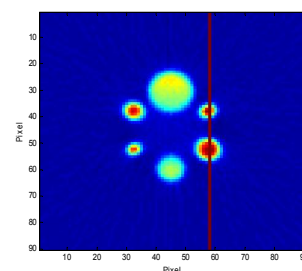
نمودار ۱- ارزیابی نسبت SNR, PSNR, C.R و C.V نویززدایی شده به اولیه در فیلترهای مختلف برای تصویر شبیه سازی شده



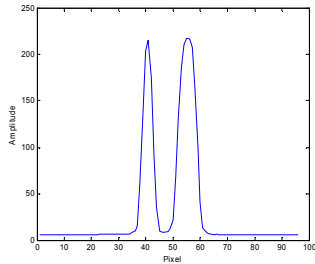
الف) پروفایل فانتوم Jaszak شبیه سازی شده



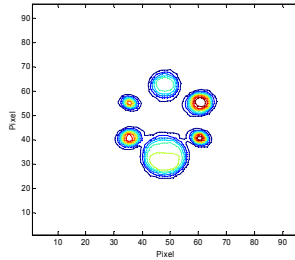
الف) کانتور فانتوم Jaszak شبیه سازی شده



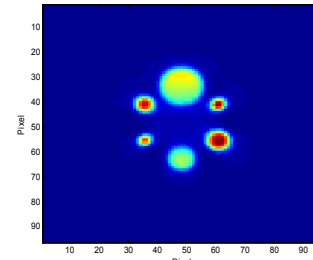
الف) تصویر اولیه فانتوم Jaszak شبیه سازی شده



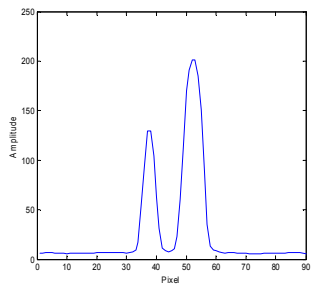
ب) پروفایل پس از اعمال موجک db1, 5



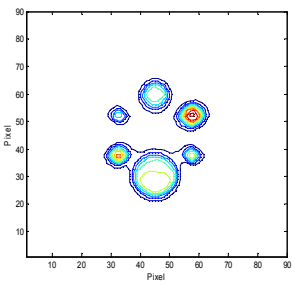
ب) کانتور پس از اعمال موجک db1, 5



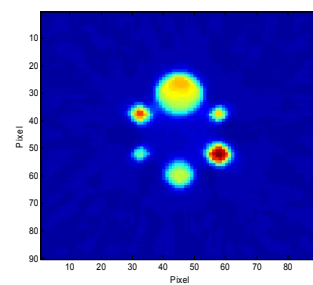
ب) نویززدایی تصویر با موجک db1, 5



ج) پروفایل پس از اعمال فیلتر میانگین (5*5)



ج) کانتور پس از اعمال فیلتر میانگین (5*5)

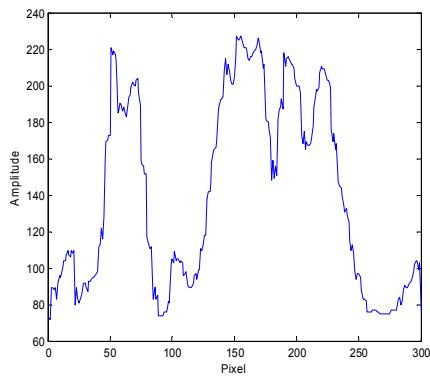


ج) نویززدایی تصویر با فیلتر میانگین (5*5)

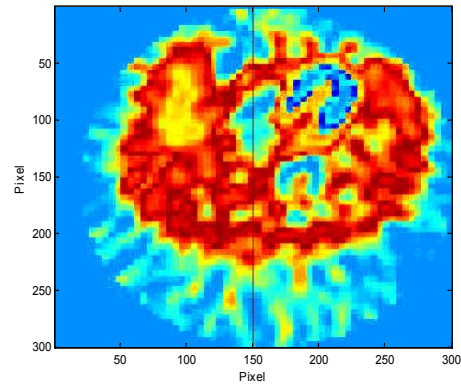
شکل ۵- مقایسه تصاویر، کانتورها (Contours) و پروفایل های (Profiles) فانتوم Jaszak شبیه سازی شده و نویززدایی شده در کولیماتور هگزگونال

که ۷ نوع موجک مناسب انتخاب شده در تصویر شبیه سازی شده، بر روی تصویر واقعی اعمال شد و بهترین نوع موجک دوباره db1, 5 به دست آمد. به طوری که: SNR, db1, 5 و PSNR را به ترتیب ۴۵٪ و ۷٪ افزایش، C.V را ۷۱٪ کاهش و C.R را ۹٪ کاهش داده است. همچنین ۲ نوع فیلتر میانگین مناسب انتخاب شده در تصویر شبیه سازی شده، بر روی تصویر واقعی اعمال شد و بهترین نوع فیلتر میانگین، دوباره فیلتر میانگین (5*5) به دست آمد. به طوری که: فیلتر میانگین (5*5)، SNR و PSNR را به ترتیب ۲۸٪ و ۴۱٪ افزایش، C.V را ۴۹٪ کاهش و C.R را ۲۷٪ کاهش داده است. با توجه به نتایج به دست آمده موجک db1 با سطوح ۵ به عنوان بهترین فیلتر انتخاب شد. که در تصویر واقعی بهترین نوع موجک (db1, 5) در مقایسه با بهترین فیلتر میانگین (5*5)، SNR و PSNR را به ترتیب ۱۷٪ و ۲۰٪ افزایش، کنتراست را ۱۸٪ بیشتر حفظ کرده و ۲۲٪ از ضریب تغییرات را بیشتر کاهش داده است.

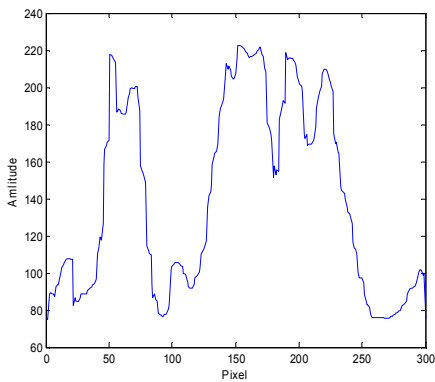
داده های تصویر واقعی که از کولیماتور هگزگونال با سوراخ های موازی به دست آمد، در محیط نرم افزاری MATLAB7.5 توسط تبدیل رادون معکوس بازسازی شد. مقایسه تصاویر و پروفایل های اولیه با تصاویر و پروفایل های نویززدایی شده با بهترین فیلترهای میانگین و موجک برای تصویر واقعی قلب در شکل (۶) نشان داده شده است. تصاویر بیانگر این است که تبدیل موجک به خوبی عمل نویززدایی را انجام داده و رنگ رادیودارو تقریباً حفظ شده است. لبه های تصویر تا حدودی واضح شده اند، در حالی که پس از نویززدایی با فیلتر میانگین رنگ تصویر تا حدودی زایل شده، که کنتراست کره ها پایین آمده است. محل رسم پروفایل در تصویر با یک خط راست نشان داده شده، که از پروفایل رسم شده می توان دریافت که موجک خطوط کج را صاف کرده و عمل نویززدایی را نسبت به فیلتر میانگین به خوبی انجام داده است. جدول (۲) و نمودار (۲)، بهترین نوع موجک اعمالی و فیلتر میانگین را برای تصویر واقعی قلب نشان می دهد.



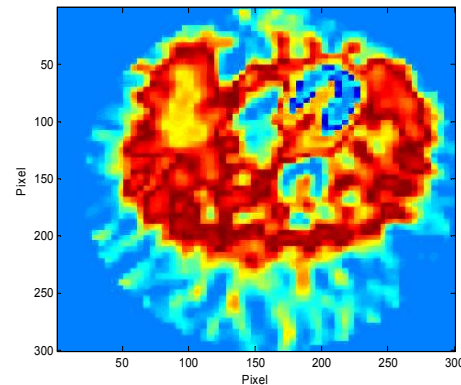
الف) پروفایل تصویر واقعی قلب



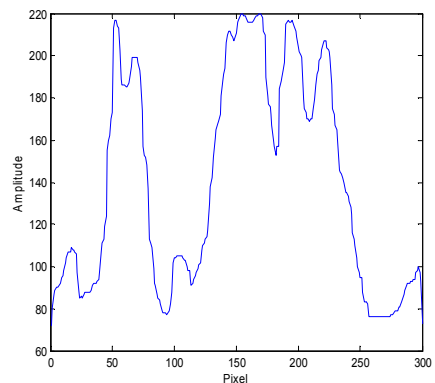
الف) تصویر واقعی قلب



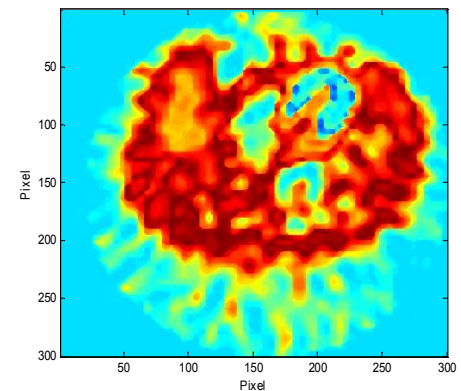
ب) پروفایل تصویر قلب نویززدایی شده پس از اعمال موجک 5, db1



ب) تصویر قلب نویززدایی شده پس از اعمال موجک 5, db1



ج) پروفایل تصویر قلب نویززدایی شده پس از اعمال فیلتر میانگین (5*5)

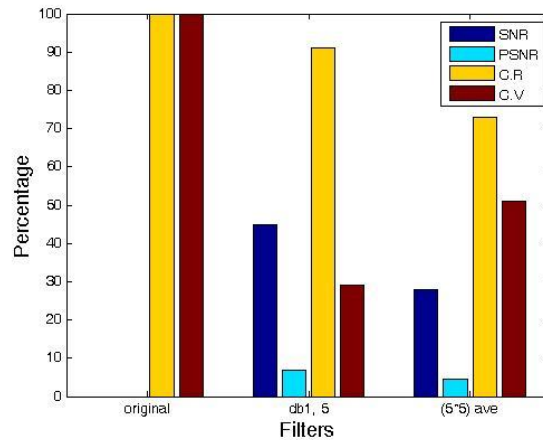


ج) تصویر قلب نویززدایی شده پس از اعمال فیلتر میانگین (5*5)

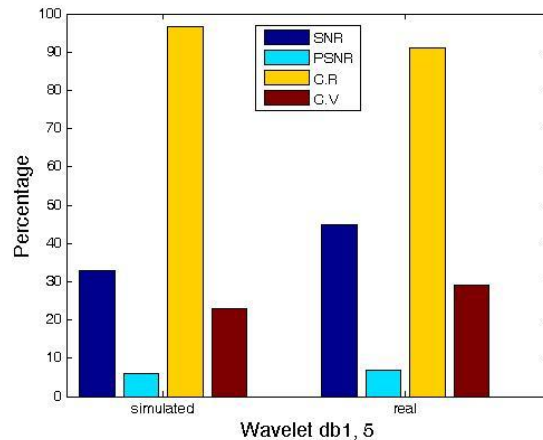
شکل ۶- مقایسه تصاویر و پروفایل های اولیه و نویززدایی شده قلب در کولیماتور هگزاگونال

جدول ۲- مقایسه SNR, PSNR, C.R. و C.V برای بهترین فیلترهای موجک و میانگین در تصویر واقعی قلب

Filters	SNR	PSNR	C.R	C.V
original image	۱۹۱/۳۲	۴۵/۶۴	۱۷/۶۸	۰/۰۱۴۶
db1, 5	۲۷۷/۰۲	۴۸/۸۵	۱۶/۱۲	۰/۰۰۴۲
(5*5) average	۲۴۴/۳۴	۴۷/۷۶	۱۲/۸۹	۰/۰۰۷۴



نمودار ۲- ارزیابی نسبت SNR, PSNR, C.R و C.V نویزدایی شده به اولیه در فیلترهای مختلف برای تصویر واقعی قلب



نمودار ۳- مقایسه نسبت SNR, PSNR, C.R و C.V نویزدایی شده به اولیه در بهترین فیلتر اعمالی (موجک 5, db1) برای تصاویر شبیه سازی شده و واقعی

از پارامترهای دخیل در پردازش تصویر است، بنابراین در نرم افزار SIMIND تصویر فانتوم Jaszak در کولیماتور هگزاگونال با سوراخ های موازی شبیه سازی شد. سپس از فیلترهای میانگین و موجک برای کاهش نویز در تصاویر شبیه سازی شده و واقعی SPECT استفاده شد. با مقایسه نتایج توسط فیلترهای میانگین و موجک می توان دریافت که عمل نویزدایی توسط تبدیل موجک به مراتب قدرتمندتر از فیلتر میانگین می باشد، به طوری که متدهای نویزدایی تبدیل موجک با حفظ کنتراست و کاهش ضریب تغییرات، نسبت سیگنال به نویز تصاویر شبیه سازی و واقعی را به خوبی افزایش داده است.

سرانجام نمودار (۳) مقایسه درصد نسبی SNR، PSNR، C.R و C.V نویزدایی شده به اولیه در بهترین فیلتر اعمالی (5, db1) برای تصاویر شبیه سازی شده و واقعی را نشان می دهد.

۴- بحث و نتیجه گیری

حضور پرتوهای پراکنده و ... در تصاویر SPECT یکی از عوامل اصلی کاهش کنتراست و رزولوشن تصاویر و ایجاد خطا در محاسبات کمی می باشد [۲۵]. تلاش برای کاهش پرتوهای پراکنده (نویز) و بهبود کیفیت تصاویر از اهمیت زیادی برخوردار است. مزیت شبیه سازی تصاویر، کنترل کامل هر یک

نویززدایی تصاویر SPECT

اختلاف دارند. در نتیجه، تبدیل موجک ابزاری موثر برای نویززدایی تصاویر پزشکی هسته ای است. بنابراین به کارگیری تبدیل موجک برای نویززدایی تصاویر SPECT، کاملاً عملی بوده و کیفیت تصاویر آن را بهبود می دهد. انتظار داریم که مطالعاتمان بتواند در پژوهش و پزشکی کاربردهای زیادی داشته باشد.

همچنین با مقایسه نتایج تصویر واقعی SPECT در این مقاله و نتایج قبلی به دست آمده در تصاویر واقعی PET، می توان دریافت که تصاویر این دو سیستم پزشکی هسته ای با استفاده از تبدیل موجک به ترتیب در نسبت سیگنال به نویز و کنتراست فقط ۵٪ و ۷٪ و ضریب تغییرات حدود ۲۰٪ با یکدیگر

منابع

1. Olumi SH, Rajabi H, Zakavi SR, Hajizadeh E, Ghiasi HR. Quantitative assessment of conventional and modern denoising on nuclear medicine images. *IJMP* 2006; 10: 35–44.
2. Zeng GL, Galt GR, Wernick MN, Mintzer RA, Aarsvold JN. Single Photon Emission Computed Tomography (Chapter 7). *The Fundamentals of PET and SPECT*. Elsevier Academic Press 2004; 127–152.
3. Dewaraja YK, Ljungberg M, Majumdar A, Bose A, Koral KF. A parallel Monte Carlo code for planar and SPECT imaging: implementation, verification and applications in ^{131}I SPECT. *J Com Meth and Prog in Biomed* 2002; 67: 115–124.
4. Buvat I, Lazaro D. Monte Carlo simulations in emission tomography and GATE: An overview. *J NIMA* 2006; 569: 323–329.
5. Ljungberg M, Strand SE. A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *J Com Meth Prog Biomed* 1989; 29: 257–272
6. Shih YY, Chen JC, Liu RS. Development of wavelet de-noising technique for PET images. *J Com Med Img and Graph* 2005; 29: 297–304.
7. Jin Y, Angelini E, Laine A. Wavelets in Medical Image Processing: De-noising, Segmentation, and Registration. *Depart of Biomed Engineering, Columbia University, New York, NY, USA*.
8. Millet P, Ibanez V, Delforge J, Pappata S, Guimons J. Wavelet Analysis of Dynamic PET Data. Application to the Parametric Imaging of Benzodiazepine Receptor Concentration. *J NeuroImg* 2000; 11: 458–472.
9. Kostopoulos AE, Happonen AP, Ruotsalainen U. The 3-D alignment of objects in dynamic PET scans using filtered sinusoidal trajectories of sonogram. *J NIMA* 2006; 569: 434–439.
10. Yong Lee N, Choi Y. A modified OSEM algorithm for PET reconstruction using wavelet processing. *J Com Meth and Prog in Biomed* 2005; 80: 236–245.
11. Mallat S. A theory for multiresolution signal decomposition the wavelet representation. *IEEE Pat Anal Mach Int* 1989; 11: 674–693.
12. Mallat S. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Academic Press New York, 1998.
13. Sullivan CJ, Garner SE, Blagoev KB, Weiss DL. Generation of customized wavelets for the analysis of γ - ray spectra. *J NIMA* 2007.
14. Polikar R. The story of wavelets. *IMACS/IEEE CSCC Proc* 1999; 5481–5486.
15. Misiti M, Misiti Y, Oppenheim G, Poggi JM. *Wavelet Toolbox, For Use with MATLAB*. The math works 2008.
16. Kotnik B, Kacic Z. A noise robust feature extraction algorithm using joint wavelet packet subband decomposition and AR modeling of speech signals. *J Sig Pro* 2007; 87: 1202–1223.

17. Ugweje OC. Selective noise filtration of image signals using wavelet transform. *J Measur* 2004; 36: 279–287.
18. Aston JAD, Gunn RN, Hinz R, Turkheimer FE. Wavelet variance components in image space for spatiotemporal neuroimaging data. *J NeuroImg* 2005; 25: 159–268.
19. Celka P, Gysels E. Smoothly adjustable denoising using a priori knowledge. *J Sig pro* 2006; 86: 2233–2242.
20. Ferreira da Silva AR. Wavelet denoising with evolutionary algorithms. *J Dig Sig Pro* 2005; 15: 382–399.
21. Ghaouris D, Frinchj V. Denoising using wavelets on electric drive applications. *J Elec Pow Sys Res* 2007.
22. Strang G, Nguyen T. *Wavelets and filter banks*. Wellesley Cambridge Press 1996.
23. Donoho DL. De-noising by soft-thresholding. *IEEE Trans Inform Theory* 1995; 41: 613–627.
24. M. Aminghafari, N. Cheze, J.M. Poggi. Multivariate de-noising using wavelets and principal component analysis. *J Com Stat and Data Analys* 2006; 50: 2381–2398.
25. Kadmas DJ, Frey EC, Tsui BMW. Application of reconstruction-based scatter compensation to Thallium-201 SPECT: implementations for reduced reconstructed image noise. *IEEE Trans Med Img* 1998; 17 (3): 325–333.