

کاهش نویز در تصاویر با تبدیل موجک

کاهش نویز در تصاویر شبیه‌سازی شده PET با استفاده از تبدیل موجک

بهاره شالچیان^۱، حسین رجبی^{۲*}، حمید سلطانیان زاده^۳

۱- دانشجوی دکترای فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۳- استاد و رئیس قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۷/۱۰/۵ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۵/۵

چکیده

مقدمه: سه مشخصه اصلی در بررسی کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای عبارتند از: رزولوشن، کنتراست و نویز تصویر. تصویربرداری با تابش پوزیترون ویژگی و حساسیت بالایی در کاربردهای آنکولوژی دارد، اما سطح بالای نویز، کیفیت تصاویر را تنزل می‌دهد. یکی از روشهایی که می‌توان از آن برای کاهش نویز استفاده کرد، تبدیل موجک است.

مواد و روشها: در مطالعه حاضر، برای تولید تصاویر PET از نرم‌افزار SimSET که نرم‌افزار شبیه‌سازی مونت کارلو برای مقطع‌نگاری تابشی می‌باشد، و فانتوم چهار بعدی NCAT استفاده شده است. اکتیویته نسبی ارگانهای مختلف در فانتوم بر اساس تصاویر واقعی تنظیم شده‌اند. تصویر با بالاترین شمارش به عنوان تصویر مرجع و سایر تصاویر به عنوان تصاویر نویزی مورد پردازش قرار گرفته‌اند. برنامه‌های لازم برای بازسازی، پردازش تصاویر و نویززدایی با استفاده از نرم‌افزار MATLAB تدوین شده‌اند. در این تحقیق تأثیر ۵۴ موجک مختلف با چهار روش متفاوت بر روی تصاویر مورد بررسی قرار گرفته است. به منظور مقایسه تصاویر نویز زدایی شده با تصویر مرجع، از RMS و اختلاف Line profile استفاده شده است.

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به مقادیر RMS بهترین روش نویززدایی SWT در سطح اول تجزیه تشخیص داده شد. در این حالت مقدار RMS نسبی به کمترین مقدار می‌رسد و بیشترین شباهت بین تصویر نویز زدایی شده و تصویر مرجع وجود داشت. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۲، پیاپی (۲۳)، تابستان ۸۸: ۵۰-۴۱)

کلمات کلیدی: تصویربرداری PET، نویز، تبدیل فوریه، تبدیل موجک، نرم‌افزار SimSET و فانتوم NCAT

* نویسنده مسؤول: حسین رجبی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت

مدرس تهران
hrajabi@modares.ac.ir

تلفن و نمابر: ۸۲۸۸۳۸۹۴- (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

یکی از روشهای اصلی برای ارزیابی کیفیت تصویر، بررسی خصوصیات فیزیکی آن است که می‌توان این خصوصیات را برای تصویر یا سیستم تصویربرداری بصورت کمی محاسبه کرد. سه مشخصه‌ای که برای کیفیت تصاویر پزشکی هسته‌ای مورد نظر قرار می‌گیرند، عبارتند از: رزولوشن مکانی به معنای جزئیات یا وضوح، کنتراست به معنای تفاوت در دانسیته تصاویر (یا تفاوت در شدت) بین نواحی که غلظت رادیواکتیویته متفاوتی دارند، نویز آماری ناشی از تغییر یا نوسان در واپاشی رادیواکتیو و نویز ساختاری ناشی از آرتیفکتهای دستگاه. این سه فاکتور جنبه‌های متفاوتی از کیفیت تصویر را توصیف می‌کنند، اما کاملاً مستقل از یکدیگر نیستند. بهبود یکی از آنها با بهتر یا بدتر شدن یک یا چند فاکتور دیگر همراه است [۱].

تصویربرداری با تابش پوزیترون یا PET یکی از روشهای تصویربرداری توموگرافی در پزشکی هسته‌ای می‌باشد که در سالهای اخیر بسیار مورد توجه قرار گرفته است. هر چند تصاویر PET ویژگی و حساسیت بالایی در کاربردهای انکولوژی دارند [۲، ۳]، اما سطح بالای نویز در این تصاویر صحت تشخیص را کاهش می‌دهد.

روش متداول برای کاهش نویز در تصاویر پزشکی هسته‌ای، تبدیل فوریه^۱ یا به اختصار FT است. این تبدیل در آنالیز و پردازش تصاویر بسیار کاربرد دارد. با استفاده از تبدیل فوریه یک سیگنال به عوامل سینوسی یعنی فرکانسهای سازنده سیگنال تجزیه می‌شود [۴]. اما این تبدیل دارای محدودیتهایی است. در تبدیل فوریه، اطلاعات مکانی / زمانی در فضای فرکانس از بین می‌رود. برای مثال در یک تصویر پزشکی هسته‌ای، تغییرات مکانی مربوط به غلظت ماده رادیواکتیو در بدن حائز اهمیت است که با انتقال این داده‌ها به فضای

فرکانس، تمامی اطلاعات مکانی از بین می‌رود. از طرف دیگر، برای استفاده از تبدیل فوریه باید شرط ثابت بودن سیگنال برقرار باشد. در حالیکه سیگنالهای مربوط به تصاویر پزشکی هسته‌ای ثابت نیستند. اشکال دیگر این است که تبدیل فوریه تعیین می‌کند که یک فرکانس خاص در سیگنال وجود دارد یا نه و در مورد اینکه این فرکانس در کجای سیگنال واقع شده، اطلاعاتی بدست نمی‌دهد [۵]. اما اطلاعات تصاویر پزشکی هسته‌ای در مکان کد شده‌اند. برای مثال وجود یک متاستاز در تصویر، معادل ایجاد یک مولفه جدید در حوزه فرکانس است اما مکان آن در این حوزه مشخص نمی‌شود.

روش دیگر تبدیل فوریه زمان کوتاه^۲ یا به اختصار STFT است. در این حالت سیگنال به بخشهای به اندازه کافی کوچک تقسیم می‌گردد، بطوری که بتوان در هر یک از این بخشها سیگنال را ثابت فرض کرد. سپس تبدیل فوریه در هر بازه (پنجره) بطور جداگانه انجام و نتایج به ترتیب مجاور هم قرار داده می‌شوند. مشکل اصلی تبدیل فوریه زمان کوتاه به اصل عدم قطعیت هایزنبرگ مربوط است. این اصل که در واقع برای مومتم و مکان ذرات در حال حرکت بیان شده است، در مورد اطلاعات زمان- فرکانس یک سیگنال نیز بکار می‌رود. بر طبق آن، اطلاعات فرکانسی و زمانی یک سیگنال در یک نقطه در نمودار زمان- فرکانس، قابل دستیابی نمی‌باشد. یعنی نمی‌توان مشخص کرد کدام جزء طیفی در کدام لحظه خاص وجود دارد و تنها می‌توان باندهای فرکانسی موجود در یک فاصله زمانی را مشخص کرد. هر چه پهنای پنجره باریکتر باشد، رزولوشن زمانی بهتر است و فرض ثبات سیگنال هم بهتر برقرار می‌شود، اما رزولوشن فرکانسی بدتر خواهد شد. برعکس، پنجره پهن رزولوشن فرکانسی خوب و رزولوشن زمانی ضعیف بدست می‌دهد.

¹ Fourier transform

² Short time Fourier transform

کاهش نویز در تصاویر با تبدیل موجک

تصویر توسط تبدیل موجک گسسته مورد تجزیه قرار گیرد، چهار تصویر بدست می آید: یک تصویر مربوط به کلیات و سه تصویر مربوط به جزئیات (جزئیات افقی، عمودی و قطری). از آنجا که در پزشکی هسته‌ای نویز معمولاً از نوع فرکانس بالا می‌باشد، به نظر می‌رسد که این جزئیات سهم عمده‌ای در ایجاد نویز داشته باشد. هدف از این تحقیق نیز، کاهش نویز در تصاویر شبیه‌سازی شده PET با استفاده از تبدیل موجک است.

در حال حاضر، تبدیل موجک بطور گسترده در بسیاری از موارد بکار می‌رود. از آن جمله می‌توان به فشرده‌سازی تصاویر، کاهش نویز، نويززدایی در سیگنالهای ECG (الکتروکاردیوگرام) و بهبود کیفیت تصویر^۴ اشاره کرد [۷، ۹، ۱۰].

۲- مواد و روشها

یک روش برای ارزیابی و توسعه دستگاههای تصویربرداری پزشکی و روشهای کار آنها استفاده از تکنیکهای شبیه‌سازی است. با توجه به اینکه در مطالعات تصویربرداری واقعی، انجام بسیاری از تجربیات عملاً غیر ممکن و یا بسیار هزینه‌بر است، روشهای شبیه‌سازی بصورت یک مکمل مهم و ضروری در مباحث تئوری، روشهای تجربی / آزمایشگاهی و مطالعات کلینیکی به شمار می‌رود [۱۱]. در مطالعه حاضر، برای شبیه‌سازی از SimSET^۵ استفاده شده است؛ که نرم‌افزار شبیه‌سازی مونت کارلو برای مقطع‌نگاری تابشی می‌باشد [۱۲].

یک بخش مهم در مطالعات شبیه‌سازی، در دست داشتن یک مدل واقعی از آناتومی بدن انسان است. در این مطالعه، فانتوم چهار بعدی NCAT^۶ که به‌منظور ایجاد مدلی واقعی از آناتومی و فیزیولوژی انسان توسعه یافته است، مورد استفاده قرار گرفته است [۱۳]. برای تولید فانتوم NCAT باید مقدار

علاوه بر آن، پنجره‌های پهن ممکن است با شرط ثبات سیگنال متناقض باشند [۵].

در تبدیل موجک^۱ یا به اختصار WT هم رزولوشن فرکانسی و هم رزولوشن زمانی در نمودار زمان-فرکانس تغییر می‌کند، بدون اینکه اصل عدم قطعیت هایزنبرگ نقض شود. تفاوت تبدیل موجک با تبدیل فوریه زمان کوتاه این است که پهنای پنجره برای هر یک از اجزای طیفی تغییر می‌کند. این روش در فرکانسهای بالا، رزولوشن زمانی خوب و رزولوشن فرکانسی ضعیف و در فرکانسهای پایین، رزولوشن فرکانسی خوب و رزولوشن زمانی ضعیف بدست می‌دهد. در تبدیل موجک گسسته، سیگنال از یک سری فیلترهای بالاگذر برای آنالیز فرکانسهای بالا و از یک سری فیلترهای پایین‌گذر برای آنالیز فرکانسهای پایین، عبور داده می‌شود [۶]. سیگنال به دو بخش تقسیم می‌شود: بخش حاصل از عبور سیگنال از فیلتر بالاگذر که شامل اطلاعات فرکانس بالا (از جمله نویز) می‌باشد و جزئیات^۲ نام دارد، و بخش حاصل از عبور سیگنال از فیلتر پایین‌گذر که شامل اطاعات فرکانس پایین و در برگیرنده مشخصات هویتی سیگنال است و کلیات^۳ نامیده می‌شود [۷، ۸]. در نهایت، گروهی از سیگنالها را خواهیم داشت که همان سیگنال اولیه را نشان می‌دهند اما هر گروه سیگنال به باند فرکانسی متفاوتی مربوط است. در این حالت می‌دانیم کدام سیگنال به کدام باند فرکانسی مربوط است و اگر همه آنها را با هم در یک گراف سه بعدی نمایش دهیم، زمان را در یک محور، فرکانس را در محور دوم و دامنه را در محور سوم خواهیم داشت. در اینجا نیز با توجه به اصل عدم قطعیت هایزنبرگ نمی‌توان مشخص کرد کدام فرکانس در کدام لحظه خاص وجود دارد، اما می‌دانیم کدام باند فرکانسی در کدام فاصله زمانی وجود دارد.

با توجه به اینکه تصاویر دارای دو بعد می‌باشند، اگر یک

⁴ Image enhancement

⁵ Simulation System for Emission Tomography

⁶ NURBS-based Cardiac-Torso Phantom

¹ Wavelet transform

² Detail

³ Approximation

موثر باشد. لازم به ذکر است که قسمت کلیات حاوی اطلاعات فرکانس- پایین و مشخصات هویتی سیگنال است. پس از آن، جزئیات را دو به دو با بخش کلیات جمع کردیم. در مرحله بعد قسمت کلیات را حذف و جزئیات را به شکلهای مختلف با هم جمع کردیم (دو تایی و سه تایی) تا مشخص شود که کدام حالت از حذف جزئیات، بیشترین تأثیر را در کاهش نویز دارد.

۲-۲- نویززدایی با استفاده از روش SWT^۲ (تبدیل موجک گسسته ساکن)

در این تکنیک نیز همانند روش قبلی تصاویر به چهار قسمت کلیات، جزئیات افقی، جزئیات عمودی و جزئیات قطری تجزیه و با روشهای مختلف بازسازی شدند. در این روش تصاویری که فقط با استفاده از کلیات بازسازی شدند، از کیفیت مطلوبی برخوردار بودند و با اضافه شدن هر یک از جزئیات به کلیات نویز به وضوح به تصاویر اضافه می‌شد. در مرحله دوم قسمت کلیات دوباره با استفاده از SWT به کلیات، جزئیات افقی، جزئیات عمودی و جزئیات قطری تجزیه و با استفاده از کلیات (به تنهایی) بازسازی شد. سپس این مرحله برای بار سوم نیز تکرار شد. بدین ترتیب نتایج تجزیه تا سه سطح مورد بررسی قرار گرفت.

۲-۳- روش آستانه‌گذاری کلی^۳

در این روش بدون توجه به سطح تجزیه (سطح اول، دوم، سوم و غیره) یک مقدار حقیقی و مثبت برای همه سطوح تجزیه به عنوان آستانه در نظر گرفته می‌شود.

۲-۴- روش آستانه‌گذاری وابسته به سطح^۴ (در دو حالت سخت^۵ و نرم^۶)

که در اینجا مقدار آستانه با توجه به سطح تجزیه تعیین

اکتیویته اندامهای تنه بصورت نسبی تعیین شود. در اینجا اکتیویته بطن چپ برابر با ۱۰۰ فرض شده است و اکتیویته سایر ارگانها نسبت به آن محاسبه می‌گردد. به منظور تعیین اکتیویته نسبی بین ارگانهای مختلف از یک اسکن نرمال PET استفاده شد. پس از باز کردن تصویر در محیط MATLAB، نسبتهای اکتیویته با فرض مقدار ۱۰۰ برای بطن چپ بدین صورت مشخص شدند: بطن راست ۷۵، کبد ۶۰، طحال ۵۰ و ریه‌ها ۱۰. سپس این مقادیر به ارگانهای متناظر در فانتوم NCAT نسبت داده شدند. سپس، یک تصویر با شمارش بالا به عنوان تصویر مرجع و تصاویری با شمارش پایین به عنوان تصاویر نویزی شبیه‌سازی شدند.

تمامی برنامه‌های لازم برای بازسازی، پردازش تصاویر و نویز زدایی (حذف/ کاهش نویز)، با استفاده از نرم‌افزار MATLAB تدوین شدند. در تمامی برنامه‌ها از روش تبدیل موجک برای تجزیه و بازسازی مجدد تصاویر استفاده شده است. در مجموع چهار برنامه که هر یک با روشی خاص و متفاوت، تصاویر را نویز زدایی می‌کردند، تهیه شدند و تأثیر ۵۴ موجک مختلف بر روی تصاویر مورد بررسی قرار گرفتند. در اینجا این چهار برنامه به اختصار توضیح داده می‌شوند.

۲-۱- نویززدایی با استفاده از روش DWT^۱ (تبدیل موجک گسسته)

در این تکنیک ابتدا تصاویر به چهار قسمت کلیات، جزئیات افقی، جزئیات عمودی و جزئیات قطری تجزیه و سپس با چند روش مختلف بازسازی شدند: با استفاده از الف) کلیات، ب) کلیات و جزئیات افقی، ج) کلیات و جزئیات عمودی، د) کلیات و جزئیات قطری. با توجه به اینکه نویز موجود در تصاویر پزشکی هسته‌ای معمولاً دارای فرکانس بالا می‌باشد، حذف بخش جزئیات که در برگیرنده اطلاعات فرکانس- بالا و مشخصات جزئی سیگنال است، می‌تواند در کاهش نویز

² Single-level Discrete Stationary Wavelet Transform 2-D

³ Global thresholding

⁴ Level dependent thresholding

⁵ Hard

⁶ Soft

¹ Single-level Discrete Wavelet Transform 2-D

کاهش نویز در تصاویر با تبدیل موجک

در روش دیگر برای مقایسه تصاویر از لاین پروفایل^۳ استفاده کردیم. بدین ترتیب که با مشخص کردن مقادیر پیکسلی در یک ردیف خاص بر روی نمودار، ابتدا تصاویر نویزی و مرجع و سپس تصاویر نویز زدایی شده و مرجع را با هم مقایسه کردیم. مبنای مقایسه میزان شباهت لاین پروفایلها بود؛ یعنی انتظار داشتیم که با اعمال یک روش نویززدایی، لاین پروفایل تصویر نویززدایی شده به لاین پروفایل تصویر مرجع شبیه تر شود.

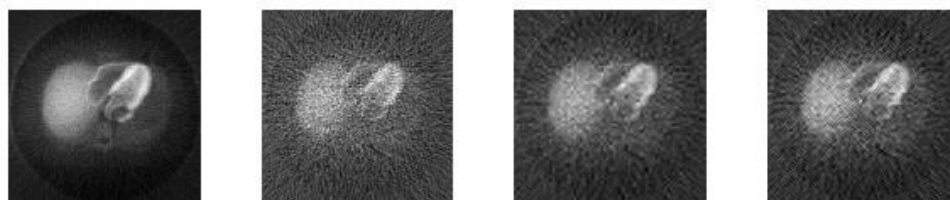
۳- نتایج

۳-۱- نتایج مربوط به روش اول نویز زدایی

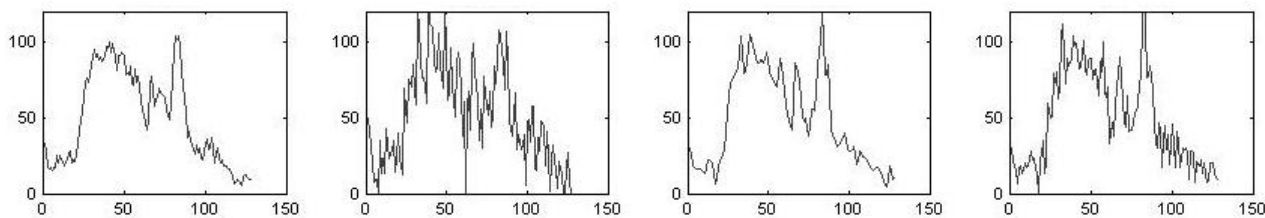
در این مرحله با استفاده از روش DWT، هر تصویر به چهار بخش کلیات، جزئیات افقی، جزئیات عمودی و جزئیات قطری تقسیم شد؛ سپس سعی کردیم که با روشهای مختلف این تصاویر را با یکدیگر جمع کرده، دوباره تصویر اولیه را بدست آوریم.

می شود و برای همه سطوح یکسان نیست. در حالت سخت برای تمام ضرایب در یک سطح تجزیه خاص، مقدار آستانه یکسان است؛ اما در حالت نرم آستانه با توجه به مقدار هر داده تعیین می گردد [۱۴].

در برنامه های تدوین شده، ابتدا تصویر نویزی با تصویر مرجع مقایسه و مقدار RMS^1 محاسبه می شد. پس از انجام نویز زدایی بر روی تصویر نویزی، مقدار RMS بین تصویر آزمون و تصویر مرجع محاسبه می گردید. مقدار RMS میزان شباهت دو تصویر را نشان می دهد؛ بدین معنا که برای دو تصویر یکسان این مقدار برابر با صفر می باشد. بنابراین اگر بعد از نویز زدایی، مقدار RMS (بین تصویر نویز زدایی شده و تصویر مرجع) در مقایسه با RMS اولیه (بین تصویر نویزی و تصویر مرجع) کاهش یابد، نشان دهنده افزایش شباهت است؛ یعنی تصویر نویز زدایی شده در مقایسه با تصویر نویزی اولیه به تصویر مرجع شباهت بیشتری پیدا کرده است. معیار خطای RMS بر روی تمام پیکسلها محاسبه شده است.



شکل ۱- از چپ به راست: تصویر رفرنس، تصویر نویزی، تصویر بازسازی شده با استفاده از قسمت کلیات، تصویر بازسازی شده با استفاده از کلیات + جزئیات قطری

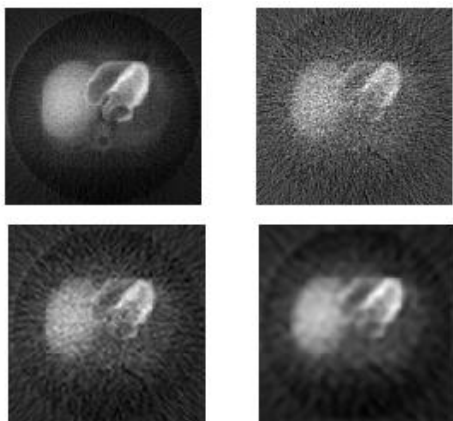


شکل ۲- لاین پروفایل مربوط به تصاویر شکل ۱

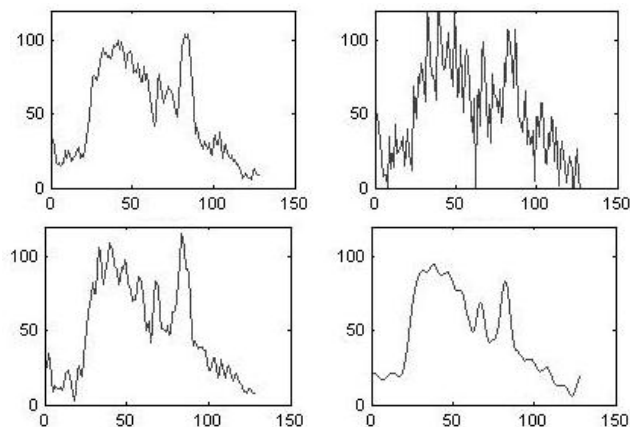
¹ Root mean squared error

² Line profile

قطری تقسیم شد؛ سپس سعی کردیم که با چند روش مختلف تصاویر را با یکدیگر جمع کرده، دوباره تصویر اولیه را بدست آوریم.



شکل ۳- از چپ به راست، ردیف اول: تصویر رفرنس و تصویر نویزی، ردیف دوم: تصاویر بازسازی شده با روش SWT در سطح اول و دوم تجزیه



شکل ۴- لاین پروفایل مربوط به تصاویر شکل ۳

جدول ۲- مقدار میانگین RMS نسبی در سه سطح تجزیه	
(انحراف معیار \pm میانگین) R	سطح تجزیه
$0/196 \pm 0/005$	سطح اول
$0/086 \pm 0/009$	سطح دوم
$0/119 \pm 0/025$	سطح سوم

ابتدا فقط از قسمت کلیات برای بازسازی تصویر استفاده شد. مشاهده کردیم که با افزودن هر یک از جزئیات به قسمت کلیات، کیفیت تصویر بطور معنی داری تنزل می یابد، بطوری که

جدول ۱- مقدار میانگین RMS نسبی در چهار روش مختلف بازسازی

روش بازسازی	(انحراف معیار \pm میانگین) R
کلیات	$0/315 \pm 0/007$
کلیات + جزئیات افقی	$0/585 \pm 0/013$
کلیات + جزئیات عمودی	$0/588 \pm 0/008$
کلیات + جزئیات قطری	$0/446 \pm 0/002$

منظور از RMS نسبی، RMS ثانویه (RMS بین تصویر نویز زدایی شده و تصویر مرجع) تقسیم بر RMS اولیه (RMS بین تصویر نویزی و تصویر مرجع) می باشد. تمامی روشهای نویز زدایی بر روی بیست تصویر شبیه سازی شده انجام شده اند و مقدار خطای موجود در جداول نیز بر این مبنا می باشد.

از آنجا که جزئیات در برگیرنده اطلاعات فرکانس- بالا هستند و با توجه به اینکه نویز در تصاویر پزشکی هسته ای دارای فرکانس بالا می باشد؛ بنابراین با حذف تمام جزئیات نویز کاهش می یابد. همانگونه که در شکل ۲ دیده می شود، با افزودن یکی از جزئیات به کلیات نویز بطور معنی داری افزایش می یابد. مقادیر جدول ۱ نیز مؤید این مطلب هستند. همانطور که انتظار می رفت، با افزودن دو بخش از جزئیات به بخش کلیات، نسبت به حالتی که فقط یکی از جزئیات به بخش کلیات افزوده شده بود، نویز بطور قابل توجهی افزایش می یافت. در مرحله بعد قسمت کلیات را حذف و جزئیات را به شکلهای مختلف با هم جمع کردیم (دوتایی و سه تایی). با حذف این قسمت داده های دارای فرکانس پایین که حاوی اطلاعات کلی و هویتی تصویر هستند، از بین می رود و تنها بخشهای فرکانس- بالا باقی می ماند؛ بنابراین حذف کلیات در نویز زدایی تصاویر مطلوب نیست.

۳-۲- نتایج مربوط به روش دوم نویز زدایی

در این مرحله با استفاده از روش SWT، هر تصویر به چهار تصویر کلیات، جزئیات افقی، جزئیات عمودی و جزئیات

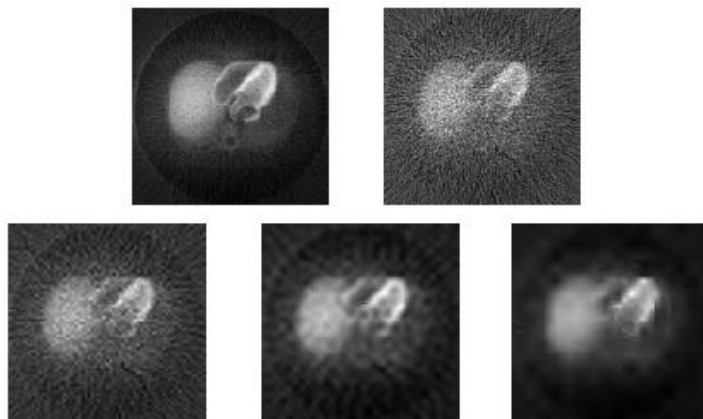
آن، RMS نسبی به کمترین مقدار رسیده است.

۳-۳- نتایج مربوط به روش سوم نویز زدایی

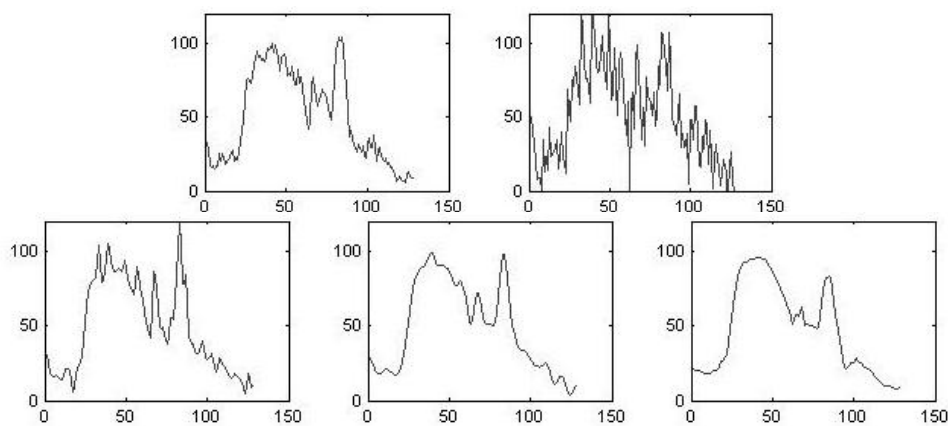
در این مرحله از تکنیک آستانه‌گذاری کلی برای حذف نویز استفاده کردیم. در این روش، بدون توجه به سطح تجزیه (سطح اول، دوم، سوم و ...)، یک مقدار حقیقی و مثبت برای همه سطوح تجزیه به عنوان آستانه در نظر گرفته می‌شود. در ابتدا تصویر تا سه سطح تجزیه و سپس آستانه‌گذاری می‌شود. از مقادیر پیش فرض برای آستانه‌گذاری استفاده شده است.

از نظر تشخیصی قابل تفسیر و بررسی نمی‌باشد. بنابراین در اینجا تصاویری که تنها با استفاده از قسمت کلیات بازسازی شده‌اند، در سه سطح تجزیه مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

با توجه به شکل ۴، به نظر می‌رسد که نویز در سطح سوم تجزیه کمتر شده است. اما باید توجه داشت که به علت تجزیه تصویر تا سه سطح، علاوه بر اطلاعات فرکانس بالا، بخشی از اطلاعات فرکانس- پایین نیز از دست رفته‌اند و همانگونه که در شکل ۳ دیده می‌شود، تصویر دچار محوشدگی شده است. با توجه به جدول ۲، بهترین حالت مربوط به سطح دوم تجزیه است که در



شکل ۵- از چپ به راست، ردیف اول: تصویر رفرنس و تصویر نویزی، ردیف دوم: تصویر بازسازی شده با روش آستانه‌گذاری کلی در سطح اول، دوم و سوم تجزیه



شکل ۶- لاین پروفایل مربوط به تصاویر شکل ۵

Line profile نویز کمتری را نشان می‌دهد و مقدار RMS نسبی نیز کاهش می‌یابد؛ اما از لحاظ وضوح تصویر در کاربردهای بالینی، بهترین حالت سطح اول تجزیه است.

همانطور که در شکل ۵ دیده می‌شود، با افزایش سطوح تجزیه کیفیت تصویر تنزل می‌یابد. این مسئله ناشی از آن است که با افزایش سطح تجزیه، بخشی از اطلاعات هویتی (فرکانس- پایین) سیگنال هم از بین می‌رود. اگرچه نمودار

جدول ۳- مقدار میانگین RMS نسبی در سه سطح تجزیه

سطح تجزیه	(انحراف معیار \pm میانگین) R
سطح اول	0.316 ± 0.007
سطح دوم	0.104 ± 0.007
سطح سوم	0.097 ± 0.012

جدول ۴- مقدار میانگین RMS نسبی در آستانه‌گذاری وابسته به سطح در دو حالت سخت و نرم

آستانه‌گذاری وابسته به سطح	(انحراف معیار \pm میانگین) R
سخت	0.839 ± 0.003
نرم	0.418 ± 0.006

۳-۴- نتایج مربوط به روش چهارم نویز زدایی

در این مرحله از تکنیک آستانه‌گذاری وابسته به سطح در دو حالت سخت و نرم استفاده کردیم. در حالت سخت، در یک سطح تجزیه خاص مقدار آستانه برای همه داده‌ها یکسان است و در حالت نرم، در یک سطح تجزیه خاص مقدار آستانه با توجه به مقدار آن داده تعیین می‌شود.

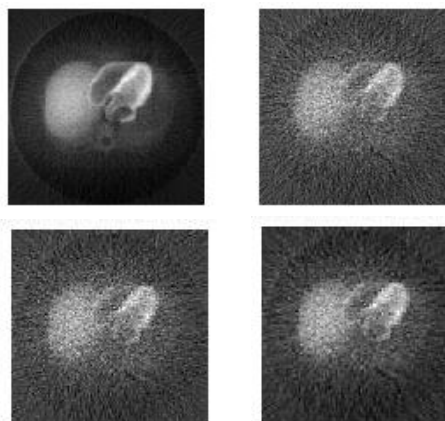
همانطور که در شکل ۷ دیده می‌شود، در حالت نرم کیفیت تصویر بهبود می‌یابد و با توجه به شکل ۸، در حالت نرم نویز نیز کاهش یافته است. مقادیر جدول ۴ نیز مؤید این مطلب است که در آستانه‌گذاری وابسته به سطح، حالت نرم نسبت به حالت سخت نتایج بهتری را به همراه دارد.

۴- بحث

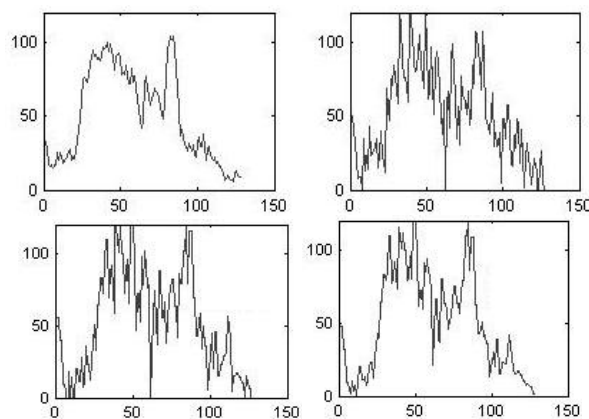
در مطالعه حاضر، چهار روش نویز زدایی با استفاده از تبدیل موجک اعمال شده است. مشخصه اصلی این روشها، کاهش نویز و حفظ نسبتاً کامل داده‌ها بعد از تجزیه تصاویر بوده است. در هر یک از روشهای فوق، ۵۴ نوع از موجکهای اورتوگونال و بای- اورتوگونال مورد آزمون قرار گرفته‌اند. تجزیه تا سه سطح انجام شده است، هر چند که تجزیه در سطوح بالاتر از دو باعث کاهش رزولوشن و کنتراست می‌گردد [۱۵].

روش DWT دارای خاصیت تغییر ناپذیری در جابجایی^۱ نمی‌باشد [۱۶]؛ بدین معنا که تبدیل موجک گسسته سیگنال اصلی با تبدیل موجک گسسته شیفت یافته، کاملاً یکی نیست. در این روش، بهترین حالت کاهش نویز در سطح اول تجزیه و هنگامی حاصل می‌شود که تمام جزئیات کنار گذاشته شود. با توجه به اینکه روش فوق دارای خاصیت تغییر پذیری در جابجایی^۲ می‌باشد، بنابراین در سطوح بالای تجزیه موفق نیست.

روش SWT دارای خاصیت تغییر ناپذیری در جابجایی می‌باشد [۱۶]. در این روش، بهترین حالت کاهش نویز در



شکل ۷- از چپ به راست، ردیف اول: تصویر رفرنس و تصویر نویزی، ردیف دوم: تصویر بازسازی شده با روش آستانه‌گذاری وابسته به سطح در دو حالت سخت و نرم



شکل ۸- لاین پروفایل مربوط به تصاویر شکل ۷

¹ Shift-invariance

² Shift variance

کاهش نویز در تصاویر با تبدیل موجک

مقدار آستانه با توجه به مقدار آن داده تعیین می‌شود، و داده‌های هویتی سیگنال بهتر حفظ می‌شوند. بنابراین تفاوت معنی‌داری از لحاظ کاهش نویز بین دو حالت سخت و نرم وجود دارد. بطور کلی روشهای فیلتراسیون مکانی برای کاهش نویز باعث فقدان رزولوشن تصویر می‌شوند.

۵- نتیجه‌گیری

بعنوان یک نتیجه‌گیری کلی، روش نویززدایی بر پایه موجک ابزار ریاضی کارآمدی برای پردازش تصاویر PET و در نتیجه بهبود کیفیت تصاویر می‌باشد. با استفاده از خصوصیت تمرکز در زمان و فرکانس موجک^۱، امکان مقیاس و شیفت سیگنالها و حفظ ضرائب (اطلاعات) مهم برای تجزیه و تحلیل (بعد از تبدیل) وجود دارد. رزولوشن و کنتراست تصاویر PET تقریباً تحت تأثیر روش نویززدایی قرار نمی‌گیرند، اما نویز تصویر تا حد زیادی کاهش می‌یابد. با توجه به تصاویر و مقادیر RMS نسبی، از بین تمامی روشهای فوق، بهترین حالت نویز زدایی هنگامی است که از روش SWT در سطح اول تجزیه استفاده می‌شود. در این حالت مقدار RMS نسبی به 0.009 ± 0.086 می‌رسد و بیشترین شباهت بین تصویر نویززدایی شده و تصویر رفرنس وجود دارد.

سطح اول تجزیه و هنگامی حاصل می‌شود که تمام جزئیات کنار گذاشته شود. با توجه به دارا بودن خاصیت تغییر ناپذیری در جابجایی، روش SWT نسبت به روش DWT در سطوح بالای تجزیه موفق‌تر عمل می‌کند. هر چند که با افزایش سطوح تجزیه، از مشخصات هویتی سیگنال نیز به تدریج کاسته می‌شود و کیفیت تصویر بطور چشمگیری تنزل می‌یابد. در این روش نیز با افزودن یک یا دو قسمت از جزئیات به قسمت کلیات، نسبت به حالتی که فقط از قسمت کلیات برای بازسازی تصویر استفاده می‌شود، نویز بطور معنی‌داری افزایش می‌یابد.

در روش آستانه‌گذاری کلی، بهترین حالت کاهش نویز در سطح اول تجزیه ایجاد می‌شود. در این روش نیز همانند روش SWT، با افزایش سطح تجزیه کیفیت تصویر تنزل می‌یابد. این امر ناشی از آن است که در هر سطح تجزیه، قسمت کلیات سطح قبلی دوباره تجزیه می‌شود. بدین ترتیب، علاوه بر حذف یکسری از داده‌ها در هر سطح، به علت آستانه‌گذاری نیز داده بیشتری از دست می‌رود.

روش آستانه‌گذاری وابسته به سطح، روش نرم از لحاظ نویز زدایی نسبت به روش سخت نتایج بهتری را به همراه دارد؛ هر چند که روش سخت رزولوشن بهتری را بدست می‌دهد [۱۵]. با توجه به اینکه در حالت سخت، در یک سطح تجزیه خاص مقدار آستانه برای همه داده‌ها یکسان است، بنابراین داده بیشتری از بین می‌رود. اما در حالت نرم، در یک سطح تجزیه خاص

منابع

1. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. Saunders, third edition, 2003, USA.
2. Freudenberg LS, Antoch G, Schutt P, Beyer T, Jentzen W, Muller SP, et al. FDG-PET/CT in re-staging of patients with lymphoma. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2004; 31: 325-329.
3. Lemke AJ, Niehues SM, Hosten N, Amthauer H, Boehmig M, Stroszczynski C, et al. Retrospective digital image fusion of multidetector CT and ¹⁸F-FDG PET: clinical value in pancreatic lesions- a prospective study with 104 patients. J Nucl Med 2004; 45: 1279-1286.
4. Poularikas AD. The Transforms and Applications Handbook. Second edition. Howell KB, chapter 1. CRC Press LLC, 2000.
5. Polikar. The wavelet tutorial. Available at: <http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTtutorial.html>.

¹ Time frequency localization

Accessed October 21, 2009.

6. Cohen A, Kovacevic A. Wavelets: the mathematical background. Proceeding of the IEEE. 1996; 4: 514-522.
7. Graps A. An introduction to wavelets. Presented at IEEE Computational Science and Engineering, USA, 1995.
8. Ganzalo P, Jesus M. A wavelet-based image fusion tutorial. Pattern Recogn 2004; 37: 1855-1872.
9. Chouakri SA, Bereksi-Reguig F, Ahmadi S, Fokapu O. Wavelet denoising of the Electrocardiogram signal based on the corrupted noise estimation. Comput Cardiol 2005; 32: 1021-1024.
10. Unser M, Aldroubi A. A review of wavelets in Biomedical Applications”, Proceedings of the IEEE 1996; 84(4): 626-638.
11. Segars WP, Lalush DS, Tsui BMW. A realistic spline-based dynamic heart phantom. IEEE T Nucl Sci 1999; 46: 503-6.
12. SimSET Home Page, available from: http://depts.washington.edu/simset/html/simset_main.html. Accessed October 21, 2009.
13. Segars WP, Tsui BMW, Frey EC, Fishman EK. Extension of the 4D NCAT phantom to dynamic X-ray CT simulation. Nuclear Science Symposium Conference Record, 2003 IEEE, Volume 5, Issue, 19-25 Oct. 2003 Page 3195 - 3199.
14. Donoho DL. Denoising via soft thresholding. IEEE T Inform Theory 1995, 41: 613-627.
15. Shih YY, Chen JC, Liu RS. Development of wavelet de-noising technique for PET images. Comput Med Imag Grap 2005; 29: 297-304.
16. Pesquef JC, Krim H, Carfantan H. Time-invariant orthonormal wavelet representations. IEEE T Signal Proces 1996; 44(8): 1964-1970.